

Aus dem Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Stiftung Carolinum)
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main
Poliklinik für Zahnerhaltungskunde
(Direktor Prof. Dr. D. Heidemann)

**Qualitative und quantitative Randalanalyse von verschiedenen adhäsiven
Restaurationen unter Verwendung systemkonformer (Scotchbond 1/Z 100,
Prime&Bond NT/Surefil, Optibond FL/Revolution, Resulcin
AquaPrime+MonoBond/Revolcin Fil) und nicht systemkonformer
Füllungsmaterialien (Herculite XRV)**

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

vorgelegt von
Betina Mamic-Salvia
aus Frankfurt am Main

Frankfurt am Main 2005

Dekan:
Prof. Dr. J. Pfeilschifter

Referent:
PD Dr. S. Gerhardt-Szep

Koreferent:
Prof. Dr. H.-Ch. Lauer

Tag der mündlichen Prüfung:
02. August 2006

Für meine Liebsten

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	3
2	LITERATURÜBERSICHT	5
2.1	Komposite	5
2.1.1	Definition und Einteilung der Komposite	5
2.1.2	Kondensierbare Komposite	6
2.1.3	Fließfähige Komposite	7
2.2	Dentin	8
2.2.1	Morphologie	8
2.2.2	Eigenschaften: Permeabilität u. Schmierschichtbildung	10
2.3	Komposit-Dentin-Haftung	11
2.3.1	Dentinhaftvermittler	13
2.3.1.1	Erste und zweite Generation	13
2.3.1.2	Dritte Generation	13
2.3.1.3	Vierte Generation	14
2.3.1.4	Fünfte Generation	15
2.3.1.5	Sechste Generation	15
2.4	Problematisierung bei der Komposit-Dentinhaftung	15
2.4.1	Mikro- und Nanoleakage	16
2.4.2	Polymerisationsschrumpfung	17
2.5	Approximalkontakte	17
3	MATERIAL UND METHODE	18
3.1	Übersicht	18
3.2	Versuchsvorbereitungen	20
3.3	Versuchsaufbau	20
3.3.1	Modellherstellung	20
3.3.2	Kavitätenpräparation	21
3.3.3	Kavitätenvorbereitung	22
3.3.4	Applikation der Dentinadhäsive	23
3.3.4.1	Scotchbond I	23
3.3.4.2	Optibond FL	23
3.3.4.3	Resulcin AquaPrime + MonoBond	23
3.3.4.4	Prime & Bond NT	24
3.3.5	Kompositapplikation und Polymerisation	26
3.3.6	Ausarbeitung und Politur	27
3.3.7	Untersuchung der Approximalkontakte	28
3.3.8	Abdrucknahme und Replikaherstellung	28
3.3.9	Thermomechanische Wechselbelastung	29
3.3.10	Vorbereitung der Proben für den Farbstoffpenetrationstest	30
3.3.11	Herstellung der Schnitte	31
3.4	Untersuchungsmethoden und das Prinzip ihrer Auswertung	32
3.4.1	Farbstoffpenetrationstest	32
3.4.2	Makroskopische Randanalyse	34
3.4.3	Kontrolle der Approximalkontakte	35

4	ERGEBNISSE UND STATISTISCHE AUSWERTUNG	36
4.1	Farbstoffpenetration	36
4.1.1	Farbstoffpenetrationsverhalten der Dentinadhäsive unabhängig von dem verwendeten Restaurationsmaterial	36
4.1.2	Farbstoffpenetrationsverhalten der Dentinadhäsive in Kombination mit dem systemkonformen Komposit	40
4.1.3	Farbstoffpenetrationsverhalten der Dentinadhäsive in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV	44
4.1.4	Direkter Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive	48
4.2	Makroskopische Randanalyse	52
4.3	Stärke der Approximalkontakte	53
4.4	Fotografische Darstellung der Ergebnisse	54
5	DISKUSSION	59
5.1	Diskussion der Ergebnisse	59
5.1.1	Farbstoffpenetration	59
5.1.1.1	Farbstoffpenetration im Bezug auf das verwendete Adhäsiv	61
5.1.1.2	Farbstoffpenetration im Bezug auf das verwendete Komposit	62
5.1.1.3	Farbstoffpenetration im Bezug auf das Ätzverfahren	64
5.1.2	Makroskopische Randanalyse	66
5.1.3	Stärke der Approximalkontakte	69
5.1.4	Haftfestigkeit	70
5.1.5	REM	71
5.2	Diskussion von Material und Methode	72
5.2.1	In-vitro-Untersuchung	72
5.2.2	Versuchszähne	73
5.2.3	Kavitätenpräparation	74
5.2.4	Kompositschichtung und Polymerisation	74
5.2.5	Ausarbeitung und Politur	76
5.2.6	Thermocycling	76
6	ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG	78
7	ANHANG	80
8	LITERATURVERZEICHNIS	88
9	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	99
10	TABELLENVERZEICHNIS	101
11	MATERIALLISTE	102

1 Einleitung und Problemstellung

Die Erzielung einer initial perfekten und auch dauerhaft stabilen marginalen Adaptation ist eine wesentliche Bedingung für den klinischen Erfolg von Klasse-II-Kompositrestaurationen [8].

Eine ohne adhäsive Vorbehandlung der Kavität auftretende Sekundärkaries wird als Hauptnachteil von Kunststofffüllungen, vor allem im okklusionstragenden Seitenzahnbereich, angesehen [95,112,160].

Da die Füllungskomposite nach wie vor eine Polymerisationsschrumpfung von 2-4 Vol.-% aufweisen, ist eine adhäsive Verankerung an den Zahnhartsubstanzen, Schmelz und Dentin, mittlerweile obligat [38].

Erst durch sie gelingt es, der Polymerisationsschrumpfung entgegenzutreten und dauerhafte Restaurationen anzufertigen [97,109,110,129,153].

Das Fundament der Adhäsion in der zahnmedizinischen Füllungstherapie wurde 1955 mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore gelegt [11].

In schmelzbegrenzten Kavitäten steht mit der Schmelz-Ätz-Technik eine bewährte Methode zur randdichten Verankerung des Füllungswerkstoffes an der Zahnhartsubstanz zur Verfügung [136].

Die adhäsive Restauration von Kavitäten, deren zerviko-approximale Stufe im Dentin endet, ist allerdings kritisch zu bewerten, da derzeit- auch bei Anwendung moderner Dentinhaftvermittler- kein belastungsstabiler Kompositdentinverbund erzielt werden kann [88,115].

Durch die Verwendung von Dentinadhäsiven kann die approximal-zervikale Randständigkeit von Klasse-II-Kompositfüllungen im Dentin verbessert werden, allerdings kann nicht die Randqualität erreicht werden, wie sie nach Säureätzung im Schmelz erzielt wird [131].

Viele Autoren trauen selbst den modernsten Dentinhaftvermittlern nicht zu, auf dem liquorgefüllten, kanalären und organisches Material beinhaltenden Dentin dauerhaft erfolgreich zu sein [5].

Die Kavitätestiefe und die damit verbundene Dentinfeuchtigkeit sind wichtige Variablen bei der Bestimmung von Komposit-Dentin-Verbundfestigkeiten [41].

Häufig wird seitens der Industrie die Empfehlung genannt, zur Herstellung der Kompositrestaurationen Komponenten des gleichen Herstellers zu benutzen, mit dem Versprechen damit bessere Resultate zu erzielen.

Ziel dieser Arbeit ist, anhand der Farbstoffpenetrationsuntersuchung und der Randadaptationsmessung diese Behauptung zu evaluieren.

Ferner wird die Möglichkeit der Kontaktpunktgestaltung der verschiedenen Kompositmaterialien untersucht.

Um eine möglichst klinisch nahe Situation zu simulieren, wurden die Zähne in einer speziellen Halterung zur Bewahrung der Approximalkontaktpunkte, eingebettet.

2 Literaturübersicht

2.1 Komposite

Aus ästhetischen und den kontrovers diskutierten toxikologischen Gründen, wurde Amalgam allmählich aus dem Praxisalltag ausgeschlossen und so haben die Kompositfüllungen ihren festen, wenngleich relativ eingeschränkten, Platz als Restaurationsmaterial für den Seitenzahnbereich erlangt [16,160].

Nachteilig im Gegensatz zu Amalgam ist die aufwendige Verarbeitungstechnik, die schlechte Entfernbarekeit, der häufig unzureichende Approximalkontakt und vor allem die Polymerisationsschrumpfung, die postoperative Beschwerden und Randspaltbildung mit der Gefahr der Sekundärkaries zufolge hat.

Vorteile der Komposite liegen unter anderem in der Möglichkeit auf Retentionformen zu verzichten und zahnhartsubstanzschonende Kavitätenpräparation durchführen zu können. Durch den adhäsiven Verbund kann außerdem die Frakturfestigkeit in großen Kavitäten gesteigert werden [46,136].

2.1.1 Definition und Einteilung der Komposite

Komposite (lat. compomere = zusammenfügen) sind laut Definition zusammengesetzte Werkstoffe. Sie bestehen aus einer organischen Matrix und anorganischen Füllkörpern. Diese reduzieren die Polymerisationsschrumpfung und optimieren die materialkundlichen Eigenschaften für den Einsatz als Füllungsmaterial [12,22].

Sie wurden 1983 von Lutz und Mitarbeitern den Füllkörpern entsprechend in drei Hauptklassen eingeteilt. In die konventionellen makrogefüllten, mikrogefüllten und die Hybridkomposite [83].

Die konventionellen Komposite werden durch Mahlen und Brechen von Glas, Quarz, Borosilikat oder Keramik gewonnen. Sie enthalten meist splitterförmige Füllkörper mit einem Partikeldurchmesser zwischen 0,1µm und 100µm und einem Gewichtanteil von 65-70% [72,121]. Die Hydrolyse des anfälligen Silanverbundes zwischen der organischen und anorganischen Komponente führt zum Verlust der Füllkörper aus der oberflächlichen Schicht, wodurch die weiche Kunststoffmatrix freigelegt und den Abbrasionsvorgängen der Mundhöhle ausgesetzt wird [56,87]. Somit treten die entscheidenden Nachteile der

konventionellen Komposite zum Vorschein, die ungenügende Polierbarkeit und das schlechte Verschleißverhalten [45,89].

Als Mikrofüller dienen pyrolytische oder ausgefällte Quarzpartikel mit einer Korngröße von 0,04-0,06µm und 30-50% Gewichtsanteil [106,121].

Sie haben eine große spezifische Oberfläche (50-400 m²/g) die zu einem ausgesprochenen Verdickungseffekt und einer schlechten Verarbeitbarkeit führt. Um diesen Nachteil zu eliminieren wurden die sog. Mikrofüllerkomplexe entwickelt, bei denen splitter- o. kugelförmige Vorpolymerisate, die durch Zermahlen mikrogefüllter Komposite entstehen, weiteren Mikrofüllern zugesetzt werden. Mit gesinterten, zerkleinerten und anschließend der Matrix zugesetzten sog. Mikrofülleragglomeraten, kann ein Füllstoffgehalt von 70-80% erzielt werden [56,72].

Die Polierbarkeit und die Oberflächenqualität sind ausgezeichnet, generell haben die Mikrofüllerkomposite aber schlechtere physikalische Eigenschaften als die konventionellen [62]. Sie weisen geringere Biegefestigkeit und Vickershärte und ein geringeres Elastizitätsmodul, sowie eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung auf [56].

Durch die Kombination von Makro- und Mikrofüllern entstanden die Hybridkomposite. Sie vereinen überwiegend die positiven Eigenschaften der konventionellen und mikrogefüllten Komposite [45,89]. Etwa 85-90 Gewichtsprozent der Füllkörper machen die Makrofüller aus und 10-15 Gewichtsprozent die Mikrofüller. Der Füllkörpergehalt lässt sich dadurch insgesamt auf bis zu 85% steigern. Die chemisch-physikalischen Eigenschaften sind aufgrund dieses hohen Fülleranteils durchweg besser als die der Mikrofüllerkomposite [56,57]. Die verbesserte Polierbarkeit wurde vor allem durch die Feinhybride optimiert dessen Makrofüllergröße nur noch 0,8-1µm beträgt [159].

Unter dem Begriff Komposite werden heute neben den o. g. weitere unterschiedliche Materialien subsumiert, die im Laufe der Jahre entwickelt worden sind. Durch Modifikation des Füllstoffanteils entstanden die hochviskösen „stopfbaren“ Komposite, auch Packables genannt, und die niedrigviskösen, fließfähigen Komposite (Flowables). Durch Veränderung der Matrix entstanden die viel versprechendenOrmocere.

2.1.2 Kondensierbare Komposite

Die schlechte Zugänglichkeit der zervikalen Bereiche bei Klasse-II-Kavitäten und das Problem der Feuchtigkeit hindern oft eine gute marginale Adaptation. Beim Stopfen der

herkömmlichen klebrigen Komposite besteht die Gefahr, das Restaurationsmaterial unbeabsichtigt mit dem Instrument zusammen aus der Kavität zu ziehen. Die neuen kondensierbaren oder stopfbaren Komposite versprechen bei solchen erschwerten Bedingungen die Adaptationsmöglichkeit zu verbessern [40]. Sie zeigen gleiches oder besseres Verschleißverhalten als Amalgam [78].

Die initiale Polymerisationsschrumpfung dieser Komposite soll reduziert sein, der Expansionskoeffizient ist vergleichbar mit dem von Zahn und der Elastizitätsmodul ist ähnlich dem der Amalgame. Die Hersteller haben die Füllpartikel so modifiziert, dass die Konsistenz nicht klebrig ist und nicht nachgibt. Die hohe Viskosität erlaubt das Stopfen des Materials ähnlich dem Kondensieren des Amalgams [40].

Brackett et al. untersuchten die Kompressionskräfte von verschiedenen restaurativen Materialien. Die dabei am höchsten erzeugten Kräfte sind ein Indiz für ihre Resistenz zum Kondensieren und ihre Fähigkeit zum Verdrängen der Matrize und Aufbau des Approximalpunktes. Dabei fand er heraus, dass die Kompressionskräfte der kondensierbaren Komposite signifikant kleiner sind als die der Amalgame und somit ihre Resistenz zum Kondensieren nicht vergleichbar ist mit jener der Amalgame. Ihre Effektivität in der Verformung der Matrize ist allerdings höher als die der konventionellen Komposite [9].

2.1.3 Fließfähige Komposite

Fließfähige Komposite sind als Modifikation von Seitenzahnkompositen zu verstehen.

Ihre niedrige Viskosität wird durch einen geringeren Anteil an Füllstoffen bei gleicher Partikelgröße, als in den herkömmlichen Hybridkompositen, erreicht. Dies führt jedoch zu anderen physikalischen Eigenschaften. Sie besitzen einen niedrigeren Elastizitätsmodul und eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung. Auch die Bruch-, Biege-, Druck- und Verschleißfestigkeit ist bei den fließfähigen Kompositen schlechter als bei den herkömmlichen Kompositen [3].

Bei manchen Flow-Materialien handelt es sich um eine „leicht verdünnte“ Variante ihrer herkömmlichen Komposit-Vorgänger. Das heißt, es werden dieselben Inhaltsstoffe eingesetzt (der Monomeranteil ist z.B. um 10% erhöht und der Fülleranteil entsprechend niedriger). Bei den Vertreter der „Tetric Ceram“ Familie der Firma „Ivoclar Vivadent“ z.B., ist der Fülleranteil des Feinpartikel-Hybridkomposits „Tetric Ceram“ bei 78,6Gew.-% angesiedelt, der Füllstoffgehalt der fließfähigen Variante „Tetric Flow Cavifil“ ist mit 67,8Gew.-% trotzdem noch sehr hoch [157].

Zusätzlich zu dem niedrigeren Füllstoffanteil können fließfähige Komposite noch Viskositätsverdünner wie TEGDMA in ihrer Matrix besitzen. Der bis zu 50% reduzierter Elastizitätsmodul prädestiniert sie zum Einsatz als „Stressbrecher“ [33].

Ihr Indikationsgebiet beschränkt sich auf Klasse V- und Minikavitäten, Fissurenversiegelungen und Schmelzdefekten. Durch die ungünstigeren mechanischen Eigenschaften und der höheren Polymerisationsschrumpfung ist das Versorgen von okklusal belasteten Füllungen kontraindiziert [68].

Bei Klasse II- Kavitäten führen sie, aufgetragen als Liner unter Füllungen, zu besseren Randschlussverhalten [30,35].

Beim zervikalen Benetzen von Klasse-II-Füllungen können so tiefliegende oder durch Stopfen schwer erreichbare Kavitätenbereiche randständig ausfließen, die sonst nicht nach minimalinvasiven Gesichtspunkten gestaltet werden können [68].

Sie tragen hier durch ihren geringen E-Modul zur Relaxation polymerisationsbedingter Spannungen an der Grenzfläche zwischen Komposit und Dentin bei und können möglicherweise kaubelastungsinduzierte Kräfte abpuffern [51,59,147].

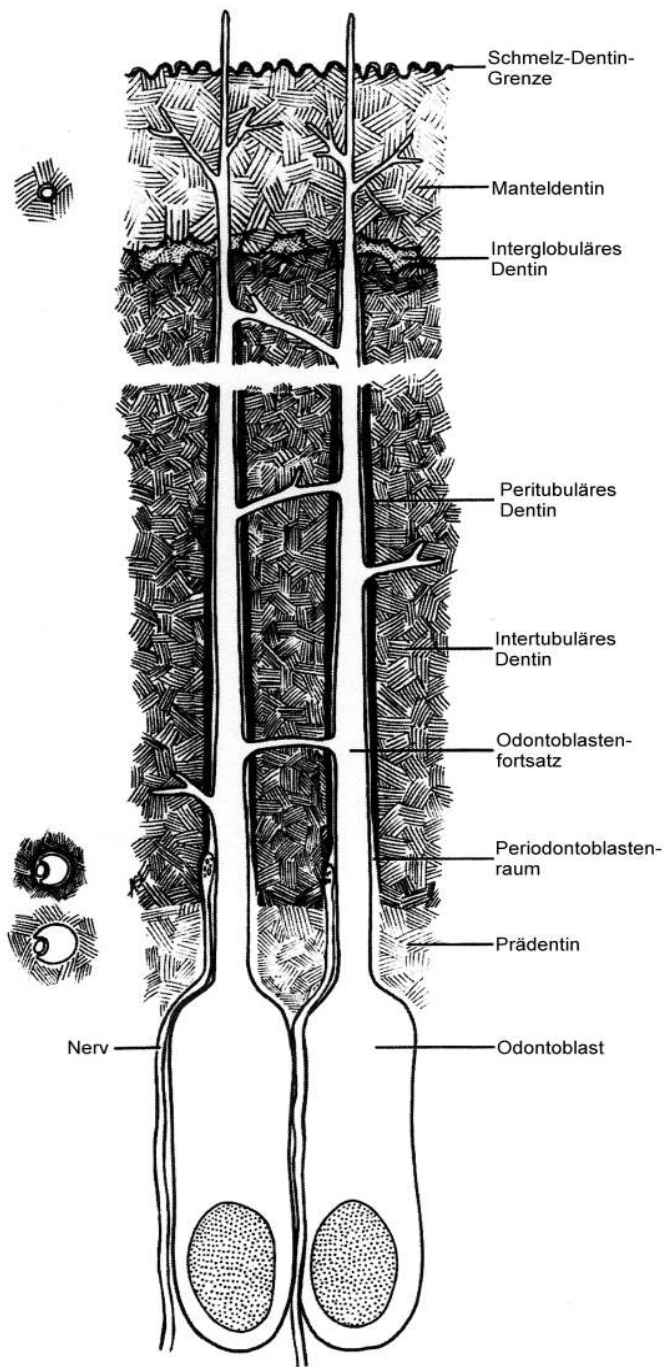
2.2 Dentin

2.2.1 Morphologie

Der größte Teil des menschlichen Zahnes besteht aus Dentin, dem Zahnbein. Es umschließt das Pulpengewebe mit seiner typischen Dreischichtung von Prädentin, zirkumpulpalem Dentin und Manteldentin [130].

Bezogen auf die Gewichtsanteile besteht reifes Dentin zu 70% aus anorganischen Bestandteilen, zu 20% aus organischer Matrix und zu 10% aus Wasser, basierend auf die Volumenanteile ist Dentin aus 50% anorganischen, 30% organischen Bestandteilen und 20% Wasser zusammengestellt [1].

Obwohl auch Spuren von Kalziumkarbonat, Fluorid, Magnesium, Zink und anderen Mineralien zu finden sind, besteht die anorganische Komponente hauptsächlich aus Hydroxylapatit [1]. Das organische Material umfasst die Kittsubstanz, die kollagenen Fasern und die Zellfortsätze der Odontoblasten [118]. Der Hauptteil der organischen Matrix (85-90%) sind die kollagenen Fasern überwiegend Typ I, aber auch Typ V, VI und III [1]. Sie sind stark miteinander vernetzt [118]. Morphologisch setzt sich das Dentin aus den Odontoblasten mit ihren Fortsätzen, den Dentintubuli mit dem odontoblastischen Raum, peri- und intertubulärem Dentin und Manteldentin zusammen. Die Odontoblastenfortsätze durchziehen



das gesamte Dentin vom pulpanahen Prädentin bis in die Peripherie. Dabei können sie eine Länge von bis zu 5000 μm erreichen und besitzen im proximalen pulpanahen Bereich einen Durchmesser von 1-2 μm , vor dem Eintritt ins Prädentin 4-5 μm und innerhalb des Prädentins 1-3 μm . Im pulpafernen, distalen Dentin nimmt er bis 0,5-1,0 μm ab [130]. Sie durchziehen das Dentin und sind so zur Schmerzrezeption und funktionellen Anpassungen fähig [151].

Dentinkanälchen sind mit proteinhaltigem Dentinliquor, einem Plasmatransudat, gefüllt und stehen unter einem schwach positiven Druck [96]. Ihre Dichte im peripheren und pulpanahen Dentin verhält sich wie 4 zu 1, daraus ergibt sich dass der Volumenanteil der Odontoblastenfortsätze im proximalen Dentin größer ist als in der Peripherie [130].

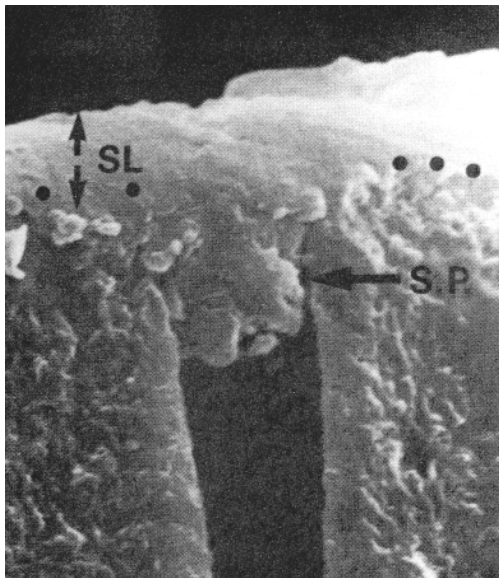
Abbildung 1: Schematische Darstellung der Dentinstruktur und der Dentinkanälchen [1]

Dentin kann von Odontoblasten zeitlebens nachgebildet werden, im Rahmen der physiologischen Alterungsprozesse als reguläres Sekundärdentin oder als irreguläres Reizdentin durch pathologische Einflüsse wie Karies, Präparation und Abrasion [98]. Im Bereich des Interglobulardentins und des Prädentins fehlt das peritubuläre Dentin. Alter des Individuums und die Lokalisation des Kanalteils beeinflussen die Dicke des peritubulären Dentins [130].

2.2.2 Eigenschaften: Permeabilität u. Schmierschichtbildung

Durch den hohen Mineralgehalt ist Dentin härter als Wurzelzement und Knochen, aber weniger hart als Schmelz [1,128].

Pulpanahes Dentin zeigt eine höhere Permeabilität als pulpafernes. Dies wird auf die größeren Durchmesser der Dentintubuli und ihre größere Anzahl pro Flächeneinheit in pulpanahem Dentin zurückgeführt. Somit steht dort weniger Dentinfläche für die Haftung zur Verfügung als in pulpafernem Dentin und gleichzeitig führt die höhere Permeabilität zu mehr Feuchtigkeit auf der Dentinoberfläche [111,139].



Nach erfolgter Präparation mit rotierenden Schleifkörpern ist die Dentinoberfläche mit einer nur wenige Mikrometer dicken Schmierschicht, dem sogenannten „smear layer“, aus Hartgewebs-trümmern, Kollagen, Mikroorganismen und sämtlichen anderen Resten bedeckt [96,99]. Die Anteile, die die Öffnung der Tubuli bedecken, bilden die Schmierzapfen (engl. smear plugs). Die Schmierschicht reduziert die Permeabilität der Dentin-tubuli. Sie kann durch Wasserspray nicht gänzlich weggespült werden,

Abbildung 2: SEM-Darstellung von „smear layer“ und „smear plug“ [1]

jedoch lässt sie sich durch Säure entfernen. Die Säureeinwirkung kann die Pulpa schädigen [1].

Sie erschwert die Benetzung der Dentinoberfläche und verhindert so den engen Verbund eines Adhäsivs zum Dentin [96].

Soll eine Haftung von Kunststoffen am Dentin erreicht werden, so behindert die Schmierschicht zunächst eine Benetzung des Dentins [136].

Durch die partielle oder totale Entfernung der Schmierschicht werden die Eingänge der Dentintubuli teilweise freigelegt oder auch trichterförmig erweitert, was eine Erhöhung des Flüssigkeitsaustritts aus den Dentinkanälchen zur Folge hat [49,127]. Aus diesem Grund sind die Dentinhaftvermittler amphiphil aufgebaut, wobei ihrer Benetzungseigenschaft eine große Bedeutung zukommt, denn die physikalische Adsorption eines Haftvermittlers kann schon von geringen Feuchtigkeitsmengen beeinflusst werden [27].

2.3 Komposit-Dentin-Haftung

Die Haltbarkeit von Kompositrestaurationen ist entscheidend von den Eigenschaften des adhäsiven Verbundes zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz abhängig [107,113].

Im Allgemeinen gibt es sechs Mechanismen die theoretisch zur Dentinhaftung beitragen können. Bei den ersten drei handelt es sich um mikromechanische Mechanismen, bei den letzten drei um chemische Mechanismen [82]:

1. Zottenbildung

Die Anteile des Tubulussystems, die durch die Polymerisation von Dentinadhäsivanteilen infiltriert werden, werden als Zotten (Tags) bezeichnet. Trotz einer Länge von bis zu 50 μm tragen sie mit maximal 1 bis 6 MPa nur wenig zur Dentinhaftung bei. Die Gründe hierfür liegen unter anderem in der durch die Polymerisationsschrumpfung fehlenden Wandständigkeit, der resilienten Auskleidung der Tubuluseingänge mit einem Kollagenschlauch und der liquorflüssigkeitsbedingten inkompletten Polymerisation der Zotten.

2. Verzahnung

Durch die Vorbehandlung des Dentins mit Konditionierern oder selbstkonditionierenden Primern wird das intertubuläre Dentin unterschiedlich stark demineralisiert oder von fest haftenden Präzipitaten überdeckt. Dabei entstehen Poren die intertubulär 0,05 bis 0,1 μm und peritubulär 1 bis 3 μm tief werden. Die Verzahnung entsteht durch das Einfließen des Dentinadhäsivs in die Mikroretentionen.

3. Verklettung

Durch die säurebedingte Demineralisation wird das Kollagennetz im intertubulären Dentin freigelegt. Nach eventueller Modifikation durch Primer und das Einfließen des Adhäsivs und anschließender Lichthärtung wird das Kollagennetz durchflochten und die nicht weggelösten Hydroxylapatitkristalle in das Polymernetz mit eingeschlossen. Diese kunststoffimprägnierte Schicht wird als Hybridlayer bezeichnet und kann zwischen 2 und 30 μm betragen. In stärker mineralisiertem Dentin, z. B. unter Kariesläsionen ist sie deutlich geringer. Die Stärke und Dauer der Demineralisation korreliert eng mit dem Freilegungsgrad des Kollagennetzes, was bedeutet dass eine zu geringe

Dentinkonditionierung zu wenig, eine zu starke Säurewirkung bis vollständig das Kollagenetz freilegt. In beiden Fällen resultiert eine zu geringe Dentinhaftung. Im ersten Fall kommt es noch nicht mal zur Umsetzung der Schmierschicht und im zweiten kollabiert das Kollagenetz und eine Penetration des Adhäsivs ist kaum mehr möglich. Diesem hybridschichtbildenden Mechanismus kommt eine entscheidende Bedeutung zu.

4. Propfpolymerisation

Die C-Atome in der Molekülstruktur des Kollagens lassen sich durch Tributylboran mit freien Radikalen versehen, die nur in Kombination mit Methylmethacrylat eine Propfpolymerisation erlauben. Die dabei entstehende Matrix des Polymethylmethacrylats ist jedoch nicht ausreichend mundbeständig.

5. Primär chemische Kräfte

Primär chemische Kräfte gewährleisten vor allem den Zusammenhalt der Atome in Molekülen. Sie umfassen die ionische Bindung, die polare und apolare kovalente Bindung und die metallische Bindung. Damit sie wirksam werden, müsste der Abstand zwischen den Atomen des Adhäsivsystems und der Dentinstruktur weniger als 0,7 nm betragen. Aus diesem Grund sind primär chemische Kräfte in der Dentinhaftung nicht sehr relevant.

6. Sekundär chemische Kräfte

Sekundär chemische Kräfte oder physikalische Kräfte basieren auf Anziehungskräften zwischen Dipolen, den so genannten van der Waalschen Kräften und der Wasserstoffbrückenbindung.

Für die Benetzung der Dentinstrukturen und im Umfeld der aktivierten $H^{\delta+}$ -Atome sowie der Ca^{2+} - und PO^{3-} -Ionen und weiteren ins Dentin eingebrachten polaren Haftvalenzen dürften sie relevant sein.

Die Festigkeit des adhäsiven Verbundes zwischen Komposit und Dentin wird hauptsächlich durch mikromechanische Verankerung im Bereich der Hybridschicht erzeugt [107,108]. Die Ausbildung von Kunststoffzapfen, die in die Dentinkanälchen hineinragen und chemische Bindungsphänomene spielen demgegenüber nur eine untergeordnete Rolle [80,136].

2.3.1 Dentinhaftvermittler

Die Entwicklung bewährter Dentinadhäsive ist anhand unterschiedlicher Entwicklungsstufen, die als Generationen bezeichnet werden, nachvollziehbar [36,37].

2.3.1.1 Erste und zweite Generation

Die ersten beiden Entwicklungsstufen griffen nur ein Ankoppeln an die das Dentin nach der Präparation bedeckende Schmierschicht auf. Sie haben nie das Potential für die klinische Anwendung erreicht [26].

Durch die Adhäsive der ersten beiden Generationen wurde einerseits eine gute Infiltration der präparationsbedingten Schmierschicht erreicht, andererseits wurde die Dentinhaftung des Komposits durch die zu geringe Haftung der Schmierschicht auf dem Dentin limitiert. Dieser Verbund wurde auch ohne mechanische Krafteinwirkung durch hydrolytische Zersetzungsprozesse in der nicht entfernten Schmierschicht beeinträchtigt [97,102]. Mit den beiden initialen Generationen gelang es noch nicht, der Polymerisationsschrumpfung des Komposits einen moderaten Gegner zu etablieren [97].

2.3.1.2 Dritte Generation

Erst mit der dritten Generation konnten klinische Erfolge verzeichnet werden [71,129].

Zwar variieren die Bestandteile der Adhäsive in Abhängigkeit vom jeweiligen Hersteller, grundsätzlich aber kann bei den meisten Adhäsiven der 3. Generation zwischen drei Komponenten - dem Konditionierer, dem Primer und dem Adhäsiv - unterschieden werden [15].

In einem ersten Schritt wird der Schmelzrand der Kavität konventionell mit 30-40%iger Phosphorsäure geätzt, das Dentin sollte ausgespart werden. Im zweiten Applikationsschritt wird mit Hilfe so genannter „Condi-Primer“, selbstätzenden Primerlösungen mit Zugabe schwach dosierten Säuren wie z.B. 1-4%iger Maleinsäure, die Schmierschicht aufgelöst. Außerdem wird das Dentin oberflächlich demineralisiert, die anorganischen Phosphate und das Hydroxylapatit werden herausgelöst und zurück bleibt ein schwammartiges Netzwerk aus Kollagenfasern [101,122,132]. Die im Primer enthaltenen amphiphilen Moleküle (z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) oder TEGDMA) sollen dann in die geöffneten Dentintubuli und das freigelegte Kollagenfasergeflecht penetrieren. Die Kollagenfasern werden so imprägniert und für das Umfließen mit einem konventionellen Bondingharz vorbereitet [93,124]. Hierdurch wird die Benetzbarkeit des Dentins für die im letzten Schritt zu applizierenden hydrophoben Adhäsivmonomere verbessert [145]. Die gelösten

Bestandteile der Schmierschicht und des Dentins werden in die Verbundzone zwischen Komposit und Dentin mit einbezogen, da diese Primer nur verblasen und nicht abgespült werden. Im letzten Schritt wird ein Bondingharz appliziert, welches in die nanoskopischen Zwischenräume des Kollagennetzwerks fließt und so eine Mischzone aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff erzeugt. Diese Zone des kunststoffinfiltrierten, entmineralisierten Dentins wird Hybridschicht genannt und nimmt eine wichtige Stellung für eine erfolgreiche Haftung am Dentin ein [14,31].

Einige Autoren erwähnen, dass Dentinhaftvermittler mit maleinsäurehaltigen Primern nur eine relativ schwache Demineralisation des peritubulären Dentins bewirken, verbunden mit der Ausbildung einer entsprechend dünnen peritubulären Hybridschicht [42,46].

Eine Säurekontamination des freiliegenden Dentins kann gerade in kleinen Kavitäten meist nicht vermieden werden. Daher ist ein selektives Ätzen der Schmelzränder, wie oben beschrieben, klinisch nicht immer einfach umzusetzen. Außerdem passiert bei manchen Applikationssystemen oft ein unbeabsichtigter Mehraustritt an Phosphorsäure [38]. Vor allem in kleinen, minimalinvasiv präparierten Kavitäten erscheint ein gemeinsames Konditionieren beider Zahnhartsubstanzen (Total-Etching) wünschenswert [50,144].

2.3.1.3 Vierte Generation

Dem Wunsch nach simultanem Konditionieren von Schmelz und Dentin wurde mit der Einführung der vierten Generation Rechnung getragen. Durch die gleichzeitige Ätzung von beiden Zahnhartsubstanzen (Total-Etching), wird die Applikation in die Kavität deutlich erleichtert [34]. Beim Total-Etching wird unter Verwendung mineralischer Säuren (Phosphorsäure) die Schmierschicht auf der Dentinoberfläche aufgelöst und dadurch die Dentintubuli eröffnet. Die Demineralisationstiefe beträgt dabei je nach Säurekonzentration des Konditionierungsmittels zwischen 1 bis 7,5 μm [41,151]. Im Vergleich zum Vorgehen im Rahmen der dritten Generation jedoch wird das Dentin nach der Säurekonditionierung abgespült, was das Eliminieren sämtlicher gelöster anorganischer Bestandteile zu Folge hat [122,140].

Der Primer hat dann lediglich die Aufgabe, mit Hilfe amphiphiler Moleküle den Brückenschlag von der hydrophilen Unterlage Dentin zum hydrophoben Kunststoff zu gewährleisten [147,151,155]. Nach der Applikation des Adhäsivs und abschließender Polymerisation des Kunststoffes kommt es zur Bildung retentiver Kunststoff-Tags in den

Dentintubuli sowie zur Entstehung einer intertubulären Kunststoff-Dentin-Verbundschicht (Hybrid-Schicht) [145].

Unter Berücksichtigung der notwendigen Maßnahmen sind in der Literatur für die vierte Generation die höchsten Haftwerte dokumentiert [26,39].

Die Unterschiede zwischen den Adhäsiven der 3. und der 4. Generation sind im Vergleich zu jenen zwischen den vorangegangenen Generationen wesentlich geringer.

2.3.1.4 Fünfte Generation

Charakteristisch für die Adhäsivsysteme der dritten und vierten Generation ist die Trennung von Primer und Bonding Agent. Sie ist jedoch in der Praxis für viele Zahnärzte kompliziert und teilweise verwirrend [2,102]. Die fünfte Generation entspricht dem Wunsch nach schnellerer und einfacherer Handhabung. Bei den Einflaschenadhäsiven („one bottle bonds“) vereinigen sich in einem Fläschen alle Eigenschaften der beiden Vorgängergenerationen. Es werden sowohl selbstkonditionierende (z.B. Prime&BondNT) als auch „total etching“-Bondings (Scotchbond1) dieser Klasse zugeordnet. Prime&Bond wird bei Kompomeren als selbstkonditionierendes Adhäsiv eingesetzt, mit Kompositen aufgrund der beschriebenen schlechten Schmelzhaftung jedoch immer mit „total etching“ empfohlen [38,85,102].

2.3.1.5 Sechste Generation

Unlängst erschien eine neue Generation der Haftvermittler, mit deren Hilfe die Phosphorsäureätzung umgangen werden soll. Da diese Bondings aufgrund der Instabilität des aktivierten sauren Phosphatsäureesters jedoch nicht aus einer Flasche appliziert werden können, sollten sie einer neuen (sechsten) Generation zugeordnet werden [102]. Über die klinische Eignung sind bisher wenige Fakten bekannt [34].

2.4 Problematik bei der Komposit-Dentinhaftung

Der Dentinhaftmechanismus wird nach dem aktuellen Stand der Forschung erklärt durch die Konditionierung des Dentins mit Säuren oder säurehaltigen Primern, die zur Freilegung des Kollagennetzwerkes führt, in das hydrophile Monomere eindringen und dann eine Hybridschicht bilden [92]. Gleichzeitig kommt es durch die Applikation von Adhäsiven auch zu einer Auskleidung der Tubuli. Die Hybridschicht ist anfällig bezüglich einer vollständigen Durchdringung in Abhängigkeit davon, ob das Kollagenwerk durch Austrocknung teilweise kollabiert, feucht oder zu feucht gehalten wurde [142,143].

Grundvoraussetzung für die Komposit-Dentinhaftung ist einerseits die einwandfreie Benetzung der Dentinflächen mit dem Komposit. Andererseits muss verhindert werden, dass die unter den komplexen Bedingungen der Klasse-II-Kavität auftretenden Schrumpfkkräfte während der Polymerisation das Zustandekommen eines suffizienten Komposit-Dentinverbundes verhindern [88,115].

Trotz Verwendung von Dentinhaftvermittlern sind die Werte der marginalen Adaptation an dentinlimitierten Kavitätenrändern immer noch ungünstiger als bei schmelzbegrenzten Kavitätenrändern. Durch den Polymerisationsvorgang und der darausfolgenden Volumenschrumpfung entstehen Spannungen im Material, da das Komposit an den Kavitätenwänden adhäsiv befestigt ist. Bei insuffizientem Verbund zu den Zahnhartsubstanzen kann es dadurch zur Ablösung des Komposites mit der Ausbildung von Randundichtigkeiten kommen [57].

Van Meerbeck beschreibt, dass auf dem Gebiet der adhäsiven Kompositrestauration zwar erhebliche Fortschritte erzielt worden seien, eine 100%ig randdichte Füllung aufgrund der Polymerisationsschrumpfung der Komposite mit den momentan verfügbaren Materialien trotzdem noch nicht zu garantieren ist [153].

2.4.1 Mikro- und Nanoleakage

Der niedrige Elastizitätsmodul der Komposite trägt zu Mikrobewegungen der Restaurationen unter Stress bei, aus denen Misserfolge der mechanischen Haftung und Mikroleakage hervorgehen [79].

Außerdem kann der Unterschied zwischen dem thermalen Expansionskoeffizienten der Zahnstrukturen und des Komposits zu unterschiedlichen Volumenveränderungen dieser während der Temperaturwechsel führen [91]. Die verschiedenen Volumenveränderungen wirken sich direkt auf die Mikroleakage aus [156]. In den approximalen Kästen der Klasse-II-Kavitäten ist die Leakage am größten, da hier weniger Schmelz- als Dentinareale mit schwächeren Haftwerten anzutreffen sind [131].

Mit hoch auflösenden rasterelektronenmikroskopischen Methoden lässt sich nachweisen, dass innerhalb der Hybridschicht bestimmte Substanzen penetrieren können, ohne dass ein Randspalt dabei notwendigerweise vorhanden sein musste [97]. Diese Undichtigkeit wird offensichtlich durch Penetrationswege ermöglicht, die durch Porositäten im Größenbereich von wenigen Nanometern gegeben sind. 1995 taucht der Begriff der „Nanoleakage“ erstmals auf, um diese Art der Farbstoffpenetration innerhalb der Hybridschicht bzw. an der

dentinseitigen Abgrenzung der Hybridschicht von randspaltbedingten Effekten (Mikroleakage) abzugrenzen [123].

2.4.2 Polymerisationsschrumpfung

Das Ausmaß der Schrumpfung während der Polymerisation kann partiell durch den Flow des Komposits reduziert werden. Moderne lichthärtende Kompositmaterialien besitzen nur ein relativ gering ausgeprägtes Flow-Vermögen. Dies wird durch die an der Oberfläche des Komposits einsetzende Lichtpolymerisation begründet, mit dem Effekt, dass Flow-Phänomene von dieser Fläche aus nicht mehr zur Streßrelaxation im Komposit beitragen können [65,152].

Durch schichtweises Einbringen der Komposite in die Kavität, mit separater Lichthärtung jedes einzelnen Inkrementes, soll die Polymerisationsschrumpfung des Materials durch das jeweils nachfolgende Inkrement zumindest teilweise kompensiert werden. Durch spezielle Lichthärtungstechniken versucht man die Schrumpfung auf die Kavitätenwand zu steuern [81].

2.5 Approximalkontakte

Innerhalb eines Zahnbogens sind die Zähne gegeneinander durch mehr oder weniger flächige Kontakte mesial und distal abgestützt. Diese Kontaktflächen werden als Approximalkontakt bezeichnet. Ihr Vorhandensein ist für eine physiologische Ableitung des Speisebreis zur Vermeidung von parodontaler Schädigung von großer Bedeutung [21].

Bei geschlossener Zahnreihe ist eine Gestaltung der interdentalen Kavitätenflächen mit einem ausreichenden Approximalkontakt durch freie Modellation nicht möglich. Daher ist die Verwendung von Matrizen bei Kavitäten mit offenem Interdentalraum (Klasse-II) obligat [19].

Im Vergleich zu Amalgam ist mit Kompositen aufgrund ihrer bedingten Stopfbarkeit ein richtiger Approximalkontakt wesentlich schwieriger zu erreichen. Durch ein Vorseparieren mit Holzkeilen vor der Präparation, dem s.g. Prewedging, werden die Zug-Druck-Kräfte nach dem Anlegen von Kofferdamgummi und Kofferdamklammern kompensiert [54]. So kann der Zahn im Rahmen der physiologischen Dehnbarkeit von Fasern und Alveolarknochen geringfügig ausgelenkt werden, was sich im parodontal gesunden Gebiß jedoch oft als schwierig erweist [57].

3 Material und Methode

3.1 Übersicht

Für die vorliegende In-vitro-Untersuchung wurden 72 Zähne verwendet. An jedem Zahn wurden zwei ultrakonservative Kavitäten, jeweils eine mesio-okklusale und eine disto-okklusale, präpariert. Die Ausdehnung der Kavitäten wurde standardisiert und lag in approximal-zentraler Richtung bei 3mm und in vestibulär-oraler Richtung bei 6mm. Der zervikale Präparationsrand lag ca. 1mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze, so dass die Kavitätenhöhe ca. 7,5mm erreichte. Es entstanden insgesamt 144 Kavitäten an denen vier verschiedene Dentinadhäsive untersucht (Gruppe A-D) wurden. Jedes Dentinadhäsiv wurde jeweils mit dem systemkonformen, vom Hersteller empfohlenen Komposit (Untergruppe 1), und mit einem nicht systemkonformen Vergleichskomposit (Untergruppe 2) verwendet. So entstanden acht zu untersuchende Gruppen A1-D2.

Gruppe	Dentinadhäsiv	Untergruppe	Komposit	systemkonform
A	Scotchbond 1 ¹	1	Z 100 ²	ja
		2	Herculite XRV	nein
B	Optibond FL ³	1	Revolution ⁴	ja
		2	Herculite XRV	nein
C	Resulcin ⁵ AquaPrime+ MonoBond	1	Revolcin Fil ⁶	ja
		2	Herculite XRV	nein
D	Prime&Bond ⁷ NT	1	Surefil ⁸	ja
		2	Herculite XRV ⁹	nein

Tabelle 1: Übersicht der Gruppenaufteilung

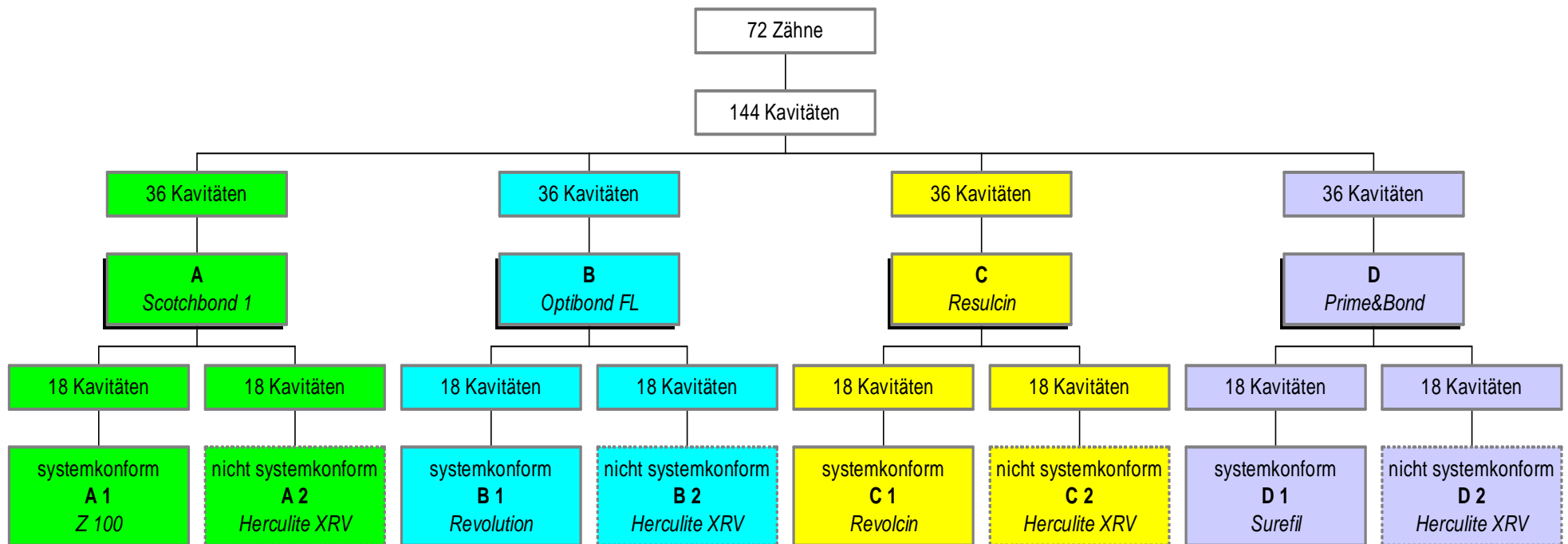


Abbildung 3: Übersicht des Versuchsaufbaus

3.2 Versuchsvorbereitungen

Für die vorliegende In-vitro-Untersuchung dienten 72 kariesfreie extrahierte menschliche Molaren der zweiten Dentition, unter Ausschluss von Weisheitszähnen. In dem Zeitraum zwischen der Extraktion und der Modellherstellung wurden diese in 0,1%iger Thymollösung gelagert.

Die Entfernung von Zahnstein, Verfärbungen und Resten des Zahnhalteapparates erfolgte mit dem Ultraschallgerät¹⁰, frisch geschliffenen Handinstrumenten¹¹ und rotierenden Bürstchen¹² mit Prophylaxepaste¹³. Nach der sorgfältigen Reinigung wurden die Zähne mit einer Kaltlichtlampe¹⁴ auf mögliche Risse und Sprünge untersucht und randomisiert auf acht Gruppen verteilt.

Nach der Modellherstellung in den Sockelformern und bis zur Auswertung der Sägeschnitte wurden die Zähne zum Schutz vorm Austrocknen in wassergetränkten feuchten Tüchern aufbewahrt.

3.3 Versuchsaufbau

3.3.1 Modellherstellung

Die Art der Modellherstellung sollte einerseits die intraorale Situation bestmöglich nachahmen, andererseits das exakte Reponieren jedes einzelnen Zahnes nach verschiedenen Arbeits- u. Untersuchungsschritten ermöglichen.

Dazu wurden die Zähne in speziellen Sockelschalen¹⁵ mittels Setzwachs fixiert und mit dem formstabilen C-Silikon¹⁶ umspritzt. Das Einbetten erfolgte in zwei Reihen mit jeweils zwei endständigen nicht behandelten Zähnen, um an allen Präparationsflächen Approximalkontakte zu gewährleisten. Aus Stabilitätsgründen wurden die Modelle abschließend mit Superhartgips¹⁷ aufgefüllt.

Mit Hilfe der benutzten Materialien entstand eine Situation, die den o. g. Anforderungen gerecht wurde. Das C-Silikon erwies sich als flexibel genug, um die physiologische Eigenbeweglichkeit der Zähne zu imitieren, jedoch auch genug formstabil, um die exakte Reponierbarkeit zu gewährleisten.

Jedes Modell beinhaltete sechs zu untersuchende und vier unbehandelte Zähne in zwei geschlossenen, als Zahnbogen geformten Zahnreihen.

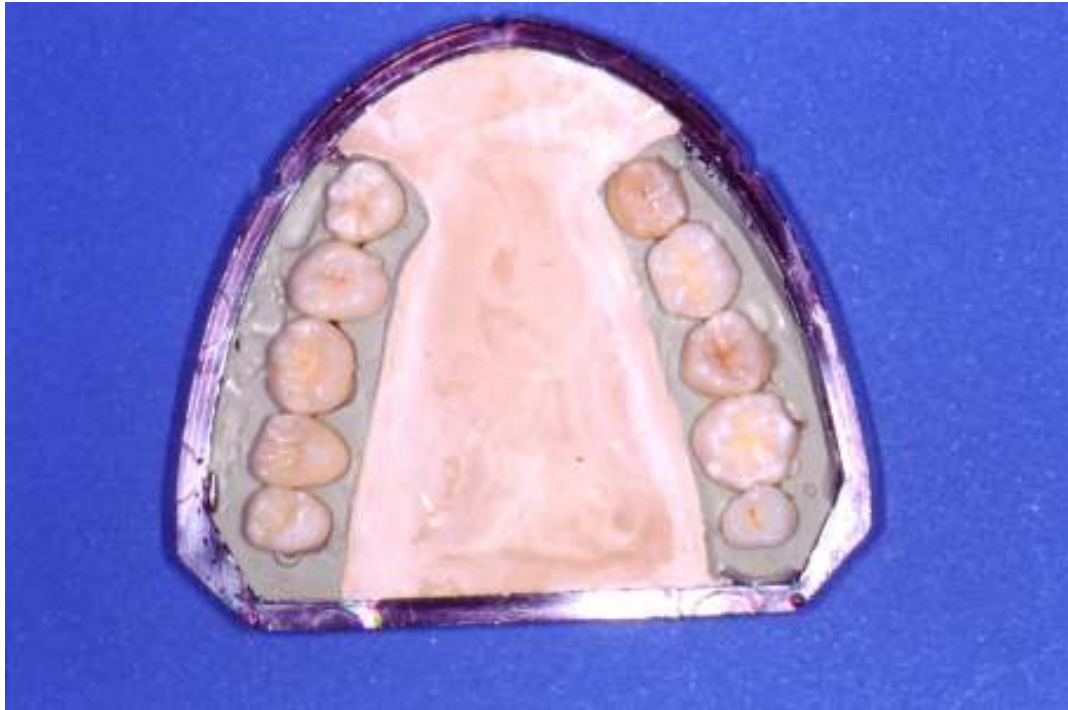


Abbildung 4: Die Zähne eingebettet im Modellsockel - nur bei jeweils den drei mittleren Zähnen rechts und links handelt es sich um die Versuchszähne, die äußeren Zähne dienten als Nachbarzähne zur Kontaktgestaltung

3.3.2 Kavitätenpräparation

Die Kavitäten der Zähne wurden so präpariert, dass stets zum Nachbarzahn ein Approximalkontakt mit der Füllung aufgebaut werden musste.

Dafür wurden erstmals nur die äußeren der zu untersuchenden Zähne behandelt. Zuerst wurden zwei ultrakonservative Kavitäten, eine im mesio-okklusalen und eine im disto-okklusalen Bereich, unter vollständiger Auflösung der Approximalkontakte präpariert. Auf diese Weise blieben die Approximalflächen der mittleren Nachbarzähne vorerst unversehrt, erst nach der Politur der in den äußeren Zähne applizierten Füllungen erfolgte ihre Präparation und weitere Arbeitsschritte (3.3.2.-3.3.6.). Die Ausdehnung der Kavitäten wurde standardisiert und lag in approximal-zentraler Richtung bei 3mm und in vestibulär-oralen Richtung bei 6mm. Der zervikale Präparationsrand lag ca. 1mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze, so dass die Kavitätenhöhe ca. 7,5mm erreichte. Die Primärpräparation erfolgte durch einen zylindrischen Diamanten¹⁸ mit 125µm Körnung und die Sekundärpräparation durch einen extrafeinen Zylinderdiamanten¹⁹ mit 15µm Körnung. Die gesamte Präparation wurde mit einem rotberingten Winkelstück²⁰ mit ca. 120.000 U/min und unter ständiger Wasserkühlung durchgeführt. Zum Schluss wurden alle Kavitäten anhand einer Sonde²¹ auf eine intakte pulpo-axiale Wand untersucht.

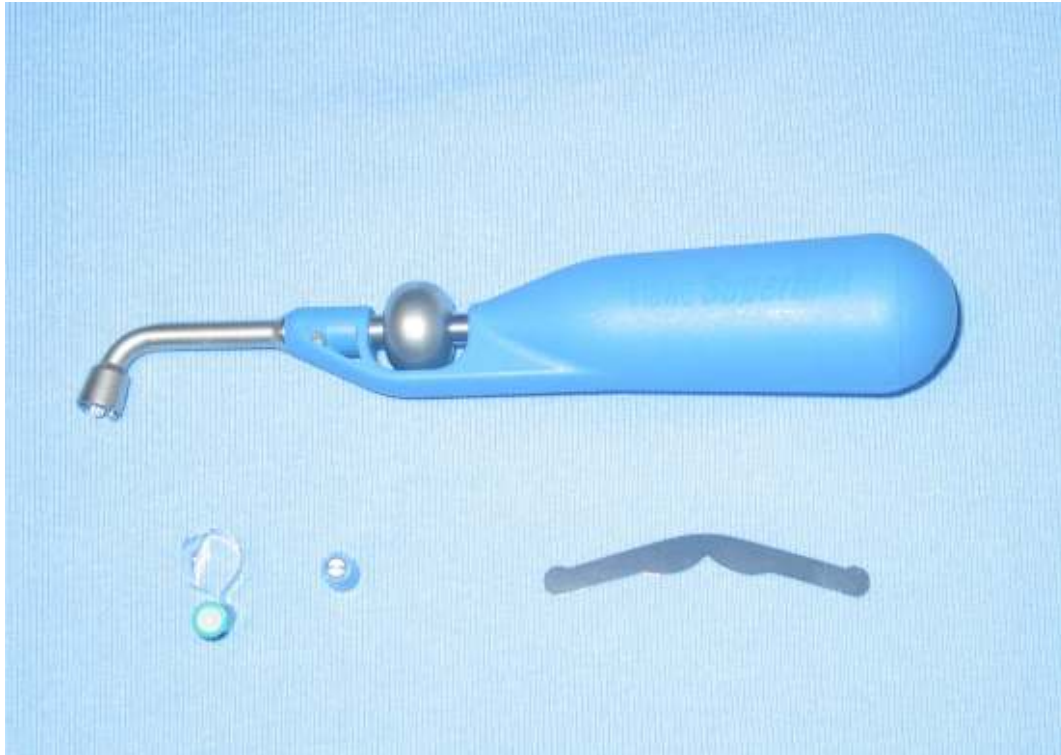


Abbildung 5: Das Matrizensystem

3.3.3 Kavitätenvorbereitung

Mit einem speziellen Matrizenspannsystem²² wurde ein Metallmatrizenband²³ um den Zahn gelegt und mit der Spannzange festgezogen.



Abbildung 6: Kavitäten der äußeren Versuchszähne mit Matrizen und Keilen

Anschließend wurden diese bombiert, um Approximalkontakte zu erhalten. Interdentalkeile²⁴ dienten zur Gewährleistung der zervikalen Randdichtigkeit, die mit der Sonde überprüft wurde.

3.3.4 Applikation der Dentinadhäsive

Die Applikation der Dentinadhäsive erfolgte gemäß den Anwendungshinweisen der Hersteller.

3.3.4.1 Scotchbond1

Im Sinne eines Total Etch Verfahrens wurde gleichzeitig auf Schmelz und Dentin 36%ige Phosphorsäure²⁵ für 15 Sekunden appliziert. Dann wurde die Kavität 10 Sekunden lang mit Wasser abgespült und dieses dann vorsichtig verblasen, wobei der Zahn etwas feucht belassen wurde. Das Auftragen des Adhäsives verlief in zwei aufeinanderfolgenden Schichten auf Schmelz und Dentin mit Hilfe eines vollständig benetzten Pinsels. Mit ölfreier Luft wurden die Überschüsse 2-5 Sekunden lang leicht getrocknet und 10 Sekunden mit der UV- Lampe²⁶ gehärtet.

3.3.4.2 Optibond FL

Optibond FL besteht aus zwei Komponenten, dem Primer und dem Adhäsiv. Die Kavität wurde im Total Etch Verfahren für 15 Sekunden angeätzt. Das Ätzgel wurde mindestens 15 Sekunden lang abgespült und die Kavität vorsichtig mit Luft getrocknet. Zunächst wurde der Primer mit einem Einmalpinsel gleichmäßig verteilt und nach einer Einwirkzeit von 30 Sekunden, 5 Sekunden lang verblasen. Anschließend wurde das Adhäsiv aufgetragen, nach 10 Sekunden kurz verblasen und für 30 Sekunden mit der UV- Lampe polymerisiert.

3.3.4.3 Resulcin AquaPrime + MonoBond

Bei folgendem Adhäsiv kann auf die konventionelle Ätztechnik verzichtet werden. Es wurden 1 Tropfen AquaPrime und 1 Tropfen Aqua conservans auf eine Mischpalette gegeben und mit einem roten Einmalpinsel gemischt. Mit diesem wasservermischten Primer wurde 20-30 Sekunden lang die Kavität benetzt. Danach wurde mit einem leichten ölfreien Luftstrom das Wasser aus dem Primerfilm oberflächlich entfernt. Darauf wird 1 Tropfen MonoBond mit einem weißen Einmalpinsel appliziert und der Überschuss wiederum verblasen. Die verbliebene dünne Schicht wurde mit Licht 30 Sekunden lang polymerisiert.

3.3.4.4 Prime & Bond NT

Auch hier kam die Total Etch Technik für 15 Sekunden zur Anwendung. Anschließend wurde die Säure mindestens 15 Sekunden lang sorgfältig mit Wasser abgespült. Mit einem sanften Luftstoß wurde das Wasser leicht verblasen, so dass eine feuchte Oberfläche verblieb. Die gesamte Kavität wurde dann mit dem Adhäsiv reichlich benetzt. Nach 20 Sekunden Einwirkzeit wurde der Überschuss mit ölfreier Druckluft für mindestens 5 Sekunden vorsichtig verblasen bis die Oberfläche gleichmäßig glänzend aussah. Die Lichtpolymerisation dauerte 10 Sekunden.

Dentinhaftvermittler (Firma)	Zusammensetzung nach Herstellerangaben	
Scotchbond 1 (3M-Espe, D- Seefeld)	EtOH (Ethanol), BISGMA (Bisphenol-A-Diglycid-Ether-Dimethacrylat) HEMA (2-Hydroxyethyl-Methacrylat), H ₂ O (Wasser) Modifizierte Polyacrylsäure, UDMA, GDMA (Dimethacrylate)	
Optibond FL (Kerr, D- Karlsruhe)	FL Adhesive BISGMA (Bisphenol-A-Diglycid-Ether-Dimethacrylat) CQ(Trimethylbicyclo-Hepta-Dione) HEMA (2-Hydroxyethyl-Methacrylat) GDM (Glycol-Dimethacrylat) ODMAB(Ethylhexyl-Dimethylaminobenzoat) TS530(Silikondioxid) A174(gamma-Methacryloxypropyltrimethoxysilan) OX-50(Silikondioxid) SP 345(Barium Aluminiumborosilikat) NA ₂ SIF ₆ (Disodium Hexafluorosilikat) UV-9(Hydroxy-Methoxybenzophenon)	FL Prime EtOH (Ethanol) CQ(Trimethylbicyclo-Hepta-Dione) HEMA (2-Hydroxyethyl-Methacrylat) GPDM (Glycol-Phosphat--Dimethacrylat) BHT(Di-Butyl-Methylphenol) H ₂ O (Wasser) PAMA(Phtalic-Säure-Monomethacrylat)
Resulcin AquaPrime + MonoBond (Merz, D- Lütjenburg)	AquaPrime Phosphorsäure-HEMA-Ester	MonoBond Bisphenol-a-glycidylmethacrylat Triethylenglycoldimethacrylat Polymethacryloliomalensäure
Prime&Bond NT (Dentsply, D- Konstanz)	Di- und Trimethacrylat-Harze Funktionalisiertes amorphes Siliciumdioxid PENTA (Dipentaerytritolpentacrylat-Phosphorsäure-Monomer) Stabilisatoren, Cethylaminhydrofluorid Aceton Lichtinitiatoren	

Tabelle 2: Die verwendeten Dentinhaftvermittler und ihre Zusammensetzung nach Herstellerangaben

Komposit (Firma)	Zusammensetzung nach Herstellerangaben
Z100 (3M-Espe, D- Seefeld)	Silanisiertes Zirkonium/Silizium Triethylenglykol-Dimethacrylat Bisphenol-A-Diglycidyl-Ether-Dimethacrylat
Revolution (Kerr, D- Karlsruhe)	Bis-phenol-A-bis-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)ether, Triethylenglykoldimethacrylat Ethoxylated bis-phenol-A-dimethacrylat, 2-Hydroxy-4-methoxybenzophenon 2,6-Di(tert-butyl)-4-methylphenol, 2-(Ethylhexyl)-4-(dimethylamino)benzoat methacryloyloxypropyltrimethoxysilan, Barium aluminoborosilicat Camphorquinone, Silicon dioxid, TiO ₂ , Zinc hexafluorosilicate
Revolcin Fil (Merz, D- Lütjenburg)	ultrafeines Bariumglas (silanisiert) pyrogene Kieselsäure (silanisiert) Calciumhydroxylapatit Bis-GMA-Matrix Natriumfluorid
SureFil (Dentsply, D- Konstanz)	Addukt 1:1(=BisGMA-Addukt) Triethylenglykoldimethacrylat, Isopropyliden-bis-[2-(4-phenoxy)-ethylmethacrylat] Barium-aluminium-boro-fluoro-silikat-Glas, silanisiert hochdisperses Siliciumdioxid, hydrophob Butylhydroxytoluol, Campherchinon, 2-Hydroxy-4-methoxybenzophenon Ethyl-4-dimethyl-aminobenzoat, Titandioxid, Eisenoxidpigmente
XRV Herculite (Kerr, D- Karlsruhe)	Bis-phenol-A-bis-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)ether, Triethylenglykoldimethacrylat Ethoxylated bis-phenol-A-dimethacrylat, 2-Hydroxy-4-methoxybenzophenon 2,5-Di(tert-butyl)-4-methylphenol 1,7,7-Trimethylbicyclo-[2.2.1]-hepta-2,3-dione, 10-Methoxy-1-sulfostilbene-3-trizonaphthalene sodium salt, 2-(Ethylhexyl)-4-(dimethylamino)benzoate, Fumed silicon dioxide, Zinc oxide, gamma-Methacryloxypropyltrimethoxysilane, barium aluminoborosilicate, Titanium dioxide

Tabelle 3: Die verwendeten Komposite und ihre Zusammensetzung nach Herstellerangaben



Abbildung 7: Systemkomponenten der verwendeten Materialien: I: Scotchbond 1/Z100, II: Optibond FL Prime und Adhesive/Revolution, III: Resulcin AquaPrime, MonoBond und Aqua conservans/Revolcin Fil, IV: Prime&Bond NT/ SureFil, V: Herculite XRV

3.3.5 Kompositapplikation und Polymerisation

Zur Fehlervermeidung und Vereinfachung der Anwendung wurden die Herstellerempfehlungen, die die Kompositapplikation beschreiben, miteinander verglichen, um eine gemeinsame Schichtdicke und Polymerisationszeit zu finden. Auf diese Art und Weise wurden die geringstempfohlene Schichtdicke und die längstempfohlene Polymerisationszeit ermittelt. Jede einzelne Schicht war dementsprechend nicht dicker als 1.5mm und wurde 40 Sekunden lang mit der Polymerisationslampe ausgehärtet. Nach dem Entfernen der Holzkeile und der Matrize wurde ein Leuchtkeil²⁷ in den Approximalraum appliziert und die fertiggelegte Füllung nochmals von vestibulär und oral für jeweils 40 sec. polymerisiert.

Komposit (Firma)	Empf. Schichtdicke (mm)	Empf. Polymerisationszeit (sec)
Z100 (3M-Espe, D- Seefeld)	1,5-2,5	40
Revolution (Kerr, D- Karlsruhe)	2	30
Revolcin Fil (Merz, D- Lütjenburg)	1,5-2	40
SureFil (Dentsply, D- Konstanz)	5	40
XRV Herculite (Kerr, D- Karlsruhe)	2,5	30

Tabelle 4: Vom Hersteller empfohlene Schichtdicke und Polymerisationszeit

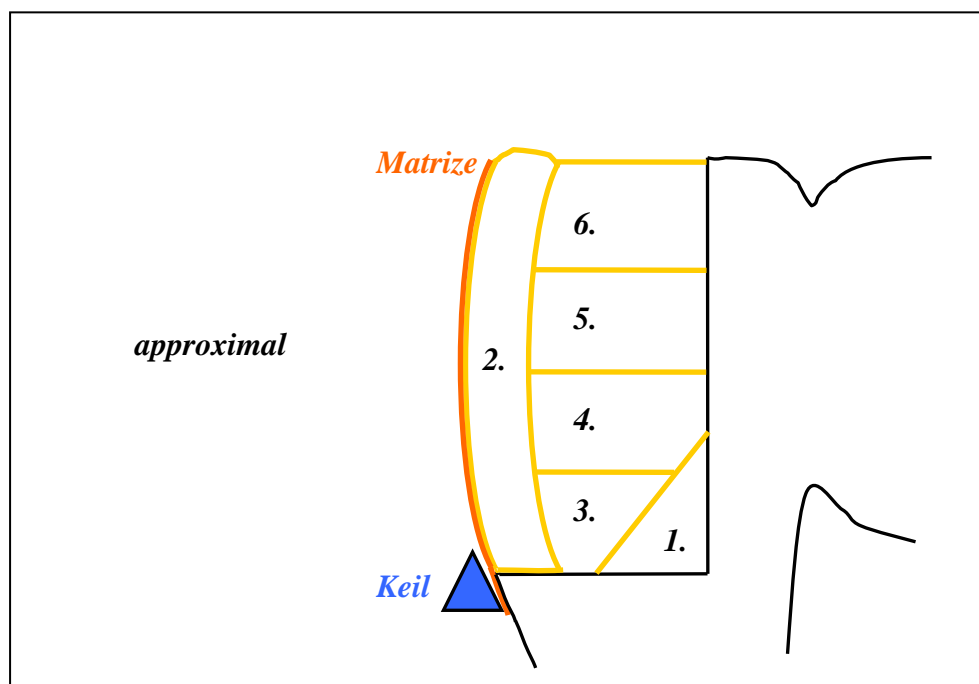


Abbildung 8: modifizierte Schalenteknik nach Hansen

Für die Untersuchung wurde die Schalentechnik nach Hansen angewandt.

Die erste Schicht wurde keilförmig mit einem Heidemannspatel auf das Dentin des Kastenbodens und der pulpoaxialen Wand appliziert. Sie ließ 1-2 mm vom Rand der gingivalen Stufe frei, und bedeckte ungefähr die Hälfte der pulpoaxialen Wand. Danach wurde eine Schale aufgebaut, die den Rand der Kavität bedeckte und den Raum entlang des Matrizenbandes nach okklusal auffüllte. Die übrigen Schichten wurden mit einem Kugelstopfer eingebracht und füllten den verbliebenen horizontalen Hohlraum von zervikal nach okklusal zwischen der Schale und der keilförmigen Schicht auf. Auf die oberste Schicht wurde vor der Polymerisation Air-Block-Gel²⁸ appliziert, welches die Sauerstoffinhibition im Komposit verhinderte und ein überschussfreies Arbeiten gewährleistete. Zuletzt wurden die Holzkeile und die Matrize entfernt und die gelegten Füllungen, nach Applikation eines Lichtkeils, von oral und bukkal jeweils 40 Sekunden lang nachgehärtet. Während der Polymerisation des Komposits im approximalen Bereich wurde die Matrize anhand des kleinen Kugelstopfers gegen den Nachbarzahn gedrückt.

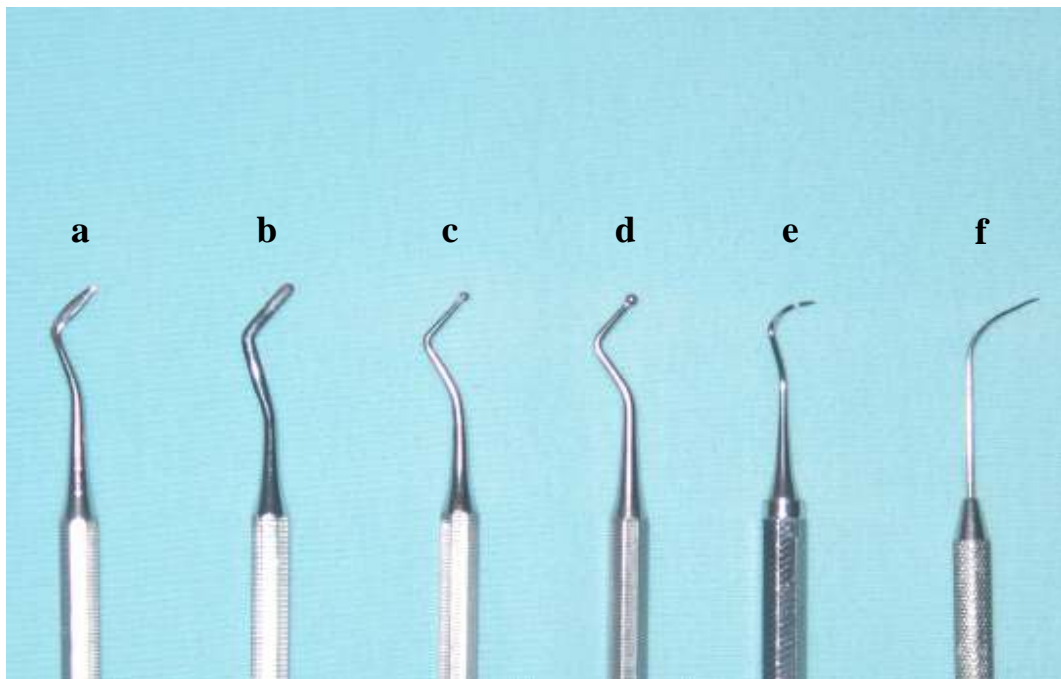


Abbildung 9: Füllungsinstrumente²⁹ a) Hollenback, b) Heidemann, c) kleiner und d) mittlerer Kugelstopfer, e) Wiland und f) Explorersonde

3.3.6 Ausarbeitung und Politur

Zunächst erfolgte okklusal und an den zugänglichen approximalen Bereichen eine Ausarbeitung mit Hartmetallfinierern³⁰ und Arkansassteinchen³¹ im roten Winkelstück und unter ständiger Wasserkühlung. Die Approximalflächen wurden zusätzlich mit Finierstreifen³² bearbeitet. Zuletzt folgte die Politur mit Siliziumkarbidpolierern³³.

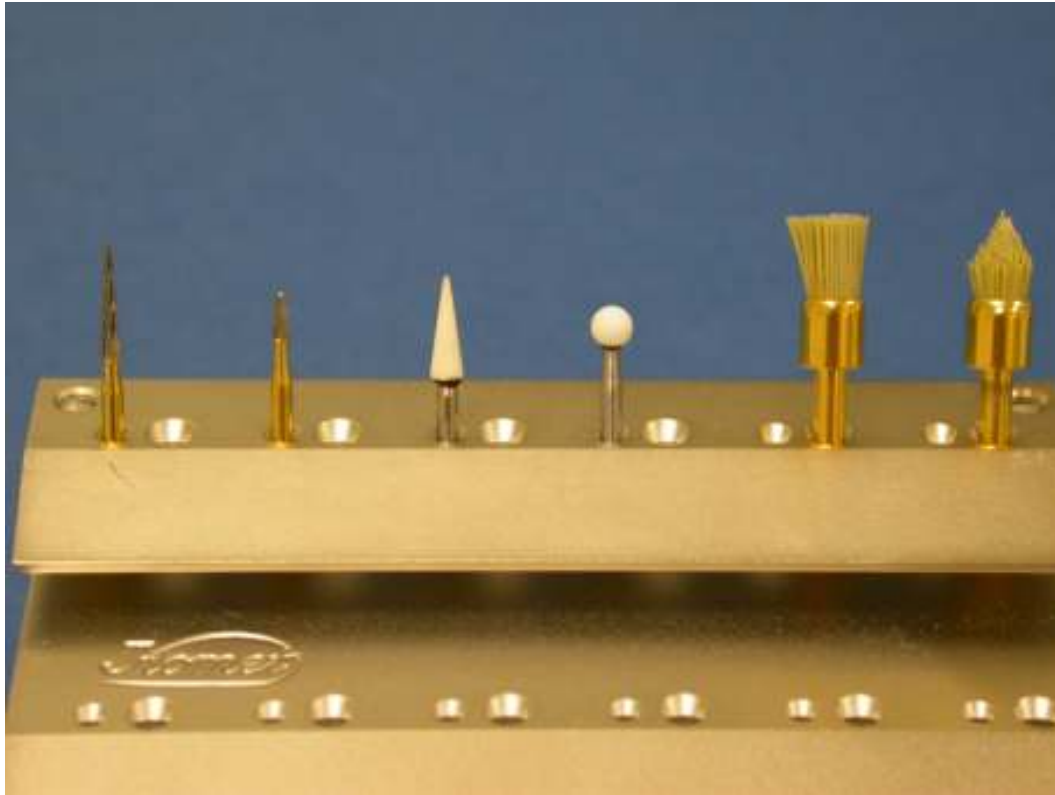


Abbildung 10: Finier- und Polierinstrumente

Daraufhin wurden nun die oben beschriebenen Arbeitsschritte, von der Präparation bis zur Politur, an den mittleren zu untersuchenden Zähnen durchgeführt.

Nachdem schließlich Füllungen aller zu untersuchenden Zähne gelegt und poliert waren, wurden sie mit Wasserspray gereinigt, mit Luftdruck getrocknet und sorgfältig mit einer Sonde auf Randdichtigkeit kontrolliert.

3.3.7 Untersuchung der Approximalkontakte

Die Messung der Kontaktpunkte wurde vor und nach dem Thermocycling durchgeführt. Sie erfolgte mit Metallmatrizen der Stärke 0,05 mm, welche zwischen zwei Zähne geklemmt wurde. Die Stärke des Kontaktes wurde dabei schriftlich dokumentiert. Bei der Modellherstellung war zwischen jedem Zahn ein Approximalkontakt vorhanden. Idealerweise könnten alle Kontakte mit den Füllungen wiederhergestellt werden.

3.3.8 Abdrucknahme und Replikaherstellung

Um die Situation im Randbereich der Füllungen zu dokumentieren, wurden die Zähne vor und nach dem Thermocycling für die makroskopische Untersuchung abgeformt und Replikas hergestellt. Dafür wurde zuerst in die vestibuläre Zahnfläche die Gruppennummer präpariert

um später eine genaue Zuordnung zu den einzelnen Versuchsgruppen zu ermöglichen. Dann wurden Eiswürfelformen mit einem Polyätherabformmaterial³⁴ gefüllt, die Zähne einzeln aus den Modellen entnommen und ihre Kronen bis zu der Wurzelfurkation in das Material eingetaucht. Anschließend wurden sie im zervikalen Bereich mit dem gleichen Abformmaterial umspritzt, da die breiteren Kronen mehr Material verdrängen und der schmale Bereich des Zahnhalses ansonsten nicht bündig abzuformen war. Nach einer Aushärtezeit von 6 Minuten wurden die Zähne anhand einer Extraktionszange aus der Abformung entfernt, diese dann nach 3 Stunden mit Superhartgips ausgegossen.



Abbildung 11: Approximalflächen in Gips

3.3.9 Thermomechanische Wechselbelastung

Nach der ersten Abformung wurden alle Zähne einer thermomechanischer Wechselbelastung unterworfen. So sollten die in der Mundhöhle auftretenden Temperaturschwankungen imitieren werden. Aus Stabilitätsgründen wurden die Zähne in Nylonnetze, die üblicher Weise als Obstverpackung benutzt werden, eingepackt. Damit wurden ungewünschte Bewegungen des Untersuchungsguts während der Eintauchzyklen verhindert. Die Zähne durchliefen 5000 Zyklen, wobei sie in jedem Zyklus abwechselnd in ein Wasserbad mit 5°C und 55°C eingetaucht wurden. Die Tauchzeit betrug jeweils 30 Sekunden und die Transferzeit zwischen den zwei Temperaturbäder 12 Sekunden. Nach der Thermobelastung wurden erneut, wie oben beschrieben, Abformungen genommen und Replikas hergestellt.

3.3.10 Vorbereitung der Proben für den Farbstoffpenetrationstest

Bei Zähnen an welchen das Wurzelwachstum zum Zeitpunkt der Extraktion noch nicht vollständig abgeschlossen war, wurde zuerst das apikale Foramen mit Glasionomerzement³⁵ gefüllt. Anschließend wurden alle Zähne mit einem farbigen Nagellack zweischichtig überzogen um ein Eindringen der Farbstofflösung an nicht vorgesehenen Stellen zu verhindern. Dabei wurde die apikale Fläche vollständig bestrichen, die Approximallfläche der Füllung und ein ca. 1mm breiter Rand um die Präparationsgrenze herum wurden nicht vom Lack bedeckt. So war eine Penetration nur über die Ränder der Füllung möglich.

Das einphasige Silikon Silaplast³⁶ wurde durch das Einkneten der Härterpaste³⁷ aktiviert und in den Metalldeckel eines üblichen Instrumententrays appliziert. In der plastischen Phase wurden darin die Zähne ca. 5-8mm tief mit der Wurzel versenkt und das Silikon dabei mit den Fingern etwa bis zur unbemalten Fläche gründlich adaptiert. Der Boden des Instrumententrays wurde mit 2%iger Methylenblaulösung gefüllt und mit dem vorbereiteten Deckel verschlossen. So wurden die Zähne nur mit ihren Kronen in die Farbstofflösung eingetaucht. Das Instrumententray wurde dann in einem Trockenschrank für 24 Stunden bei 37°C aufbewahrt. Nach 24 Stunden wurden die Zähne aus dem Tray entfernt und mit Leitungswasser abgespült. Daraufhin wurde der Nagellack sorgfältig mit einem Scaler entfernt.



Abbildung 12: Versuchszähne nach Applikation von Nagellack und erfolgter Farbstoffpenetration

3.3.11 Herstellung der Schnitte

Bei der Herstellung der Sägeschnitte musste vor allem beachtet werden, den Zahn so in durchsichtigem Kunststoff³⁸ einzubetten, dass er auf allen Schnitten parallel zur Zahnachse getroffen werden konnte.

Außerdem sollte der Durchschnitt der Kunststoffzylinder wegen der späteren Zeitersparnis am Sägemikrotom³⁹ so klein wie möglich gehalten werden.

Dafür wurden zuerst die Wurzeln ca. 2-3mm unterhalb der zervikalen Füllungsrän­der mit einem Zylinderdiamanten abgetrennt. Dann wurden die Zähne in selbsthergestellten schmalen Silikonformen nach zweizeitigem Prinzip eingebettet. Der flüssige Kunststoff wurde zuerst bis zu 2/3 der Form aufgefüllt und bis zum Erreichen seiner halbplastischen Phase ruhen gelassen. Auf diese erste noch verformbare Kunststoffschicht wurde jeweils ein Zahn mit der Pinzette so fixiert, dass seine Zahnachse parallel und seine mesio-distale Achse senkrecht zum Sockelboden zu liegen kam. Nach dem vollständigen Erhärten des Kunststoffs wurde auch das letzte Drittel der Form aufgefüllt.

Das Erhalten der Relation zwei zu einem Drittel war nicht unbedeutend, da auf diese Art und Weise auf Unterlegscheiben in der Spannvorrichtung der Innenloch-Diamantsäge verzichtet werden konnte. Der Kunststoffanteil über dem Zahn sollte kürzer gestaltet werden, um beim ersten Anschneiden des Zahnes eine zu hohe Hebelwirkung zu verhindern, als Folge dessen eventuell schiefe Schnitte entstanden wären. Der untere Kunststoffsockel wurde jedoch hoch genug gestaltet, damit jedenfalls der gesamte Zahn über dem Niveau des Sägeblatts herausragen konnte.

Der erste Schnitt verlief durch die mesiale Füllungsfläche ohne Anschnitt von Zahnhartsubstanz, die richtige Anschnittstelle wurde vor dem Einspannen mit einem wasserfesten Stift markiert. Die zwei folgenden Schnitte enthielten zusätzlich jeweils eine Kavitätenwand vestibulär und oral und den Kastenboden. Sie wurden in einem Schnittabstand von 800µm geschnitten; da aber ein Verlust durch die Sägedicke von 270µm auftrat, resultierten Schnittstärken von 530µm.

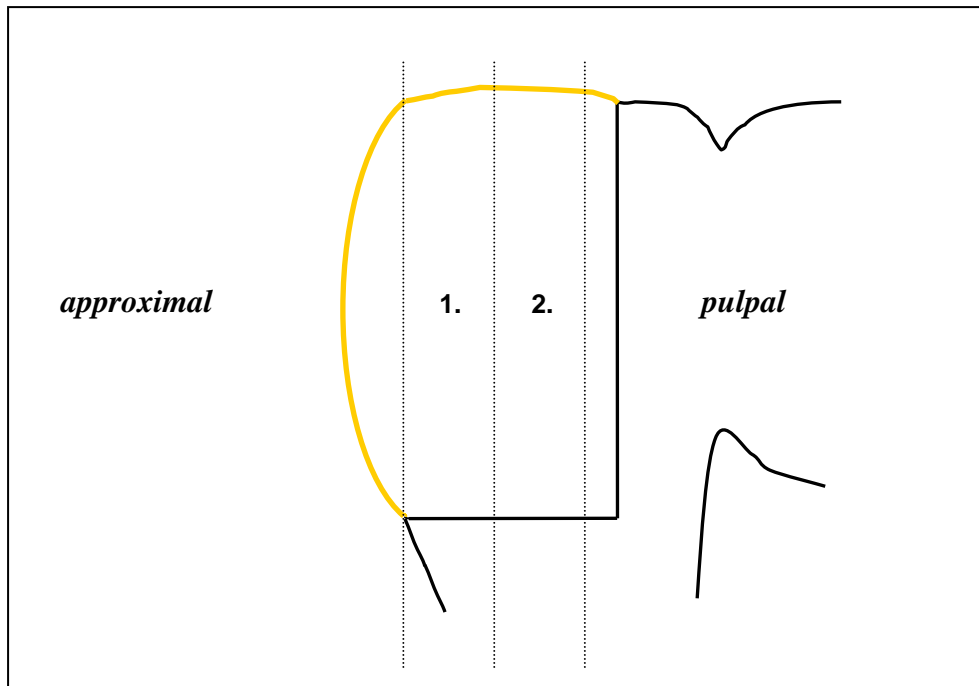


Abbildung 13: Schematische Darstellung der Sägeschnitte

Nach dem zweiten verwertbaren Schnitt wurden die Zylinder aus der Halterung entnommen und umgekehrt wieder eingespannt. Zuvor musste der nun zu hohe obere Anteil des Zylinders kurz getrimmt werden und der weggesägte untere Anteil in den schmalen Silikonformen neu gesockelt werden. Die distale Füllung wurde ebenfalls nach dem obigen Prinzip zerschnitten, alle Schnitte abschließend beschriftet und in einer Petrischale bei 100%iger Luftfeuchtigkeit aufbewahrt.

3.4 Untersuchungsmethoden und das Prinzip ihrer Auswertung

3.4.1 Farbstoffpenetrationstest

Die am komplexesten durchgeführte Untersuchung war der Farbstoffpenetrationstest. Von jeder Füllung existierten zwei Schnitte, die jeweils von der Vor- und Rückseite unter einem Binokular Mikroskop⁴⁰ bei 32facher Vergrößerung untersucht wurden. Bei jeder Füllung wurde die Auswertung, analog der Schnittreihenfolge, von approximal nach pulpal vorgenommen

Jede Seite des Sägeschnitts wurde nach gleichen Kriterien ausgewertet. Die Füllung wurde in drei Einzelstrecken, die vestibuläre und orale Extensionsfläche und in den zervikalen Kastenboden, unterteilt.

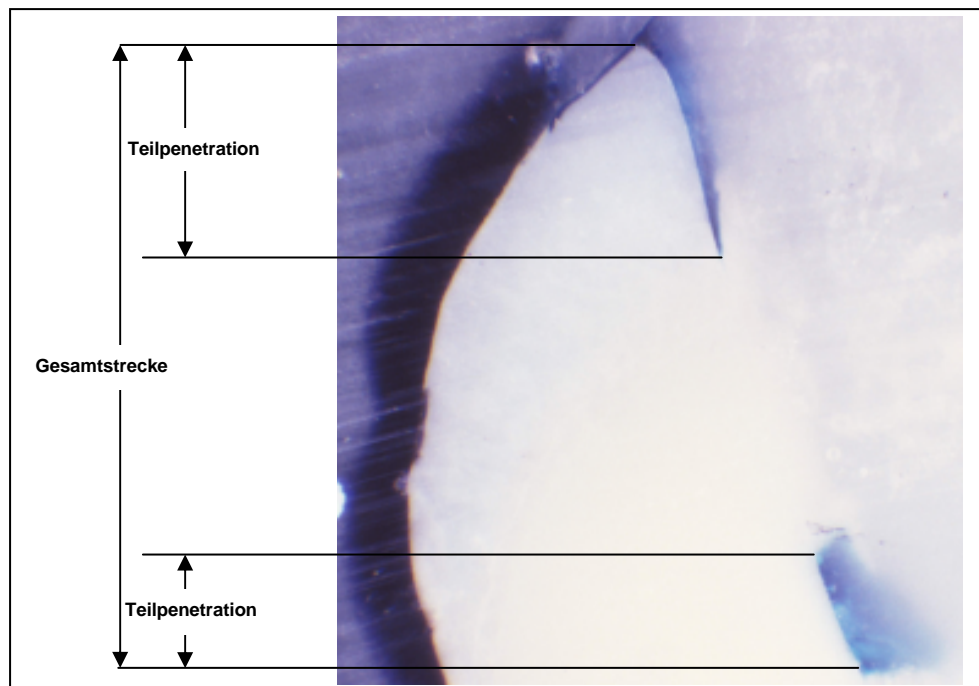


Abbildung 14: Prinzip der Penetrationsstreckenberechnung

Die mit Farbstoff penetrierte Strecke zwischen der Füllung und der Zahnhartsubstanz wurde gemessen und durch die Gesamtstrecke dividiert. Verlief die Penetrationsstrecke nicht durchgängig, wurden die einzelnen unterbrochenen Strecken miteinander addiert. Der prozentuale Anteil der Penetration an der Gesamtstrecke wurde über die Formel ermittelt:

$$\text{Anteil der Penetration(\%)} = \sum \text{Teilpenetrationen}(\mu\text{m}) / \text{Gesamtstrecke}(\mu\text{m})$$

Die statistische Analyse erfolgte mit Hilfe des non-parametrischen Kruskal-Wallis Multiple-Comparison Z-Value Testverfahrens nach ANOVA mit korrigiertem Signifikanzniveau nach Bonferroni. Dabei sollten signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen mittels des Z-Werts bestimmt werden.

Bei gleicher Effizienz der Restaurationssysteme sollten sich keine signifikanten Unterschiede dazwischen ergeben, die Nullhypothese und die Alternativhypothese lauten somit:

H0: Die Verteilungen der Grundgesamtheiten stimmen bezüglich der zentralen Tendenz überein.

HA: Die Verteilungen der Grundgesamtheiten stimmen bezüglich der zentralen Tendenz nicht überein.

Bei einem Testwert $Z \geq 1,9600$ wird die Nullhypothese verworfen und von einem statistisch signifikanten Unterschied zwischen den betrachteten Ergebnissen gesprochen.

Bei der Farbstoffpenetrationsuntersuchung wurde zunächst einmal das Verhalten der Dentinhaftvermittler unabhängig von dem verwendeten Komposit betrachtet (4.1.1). Dabei wurden die Ergebnisse der jeweiligen Adhäsive mit dem herstellerempfohlenen Komposit und dem Vergleichskomposit XRV zusammengeführt. Auf diese Weise lassen sich Rückschlüsse über die allgemeine Leistung der einzelnen Adhäsive ziehen, unabhängig von dem verwendeten Komposit.

Daraufhin erfolgte die gesonderte Auswertung der vereinzelter Haftvermittler in Anbetracht ihrer Systemzugehörigkeit (systemkonform (4.1.2) oder nicht systemkonform (4.1.3)).

So kann man Aussagen über die Ergebnisse der Haftvermittler innerhalb der jeweiligen Systemzugehörigkeit treffen. Hier wurden die Werte der Penetration von allen vier Dentinadhäsiven entweder in Kombination mit dem korrespondierenden Restaurationsmaterial oder dem Vergleichskomposit getrennt voneinander verglichen.

Zum Schluss wurde ein direkter Vergleich zwischen den zwei Kombinationsmöglichkeiten gezogen (4.1.4). Hier wurden die Ergebnisse aus 4.1.2 und 4.1.3 direkt gegenübergestellt. So lässt sich einfach erkennen, ob ein Adhäsiv in Kombination mit dem systemkonformen oder dem nicht systemkonformen Komposit bessere Ergebnisse erbringt.

Bei allen o. g. Unterpunkten wurden zuerst die Ergebnisse von allen Füllungsflächen gesamt betrachtet, dann aufgegliedert in einzelne Anteile (vestibuläre, orale, zervikale).

Die Farben der Balken in den Diagrammen wurden nach einem Ampelprinzip gewählt. Die besten Werte der Farbstoffpenetration erhielten die Farbe grün, die schlechtesten die Farbe rot. Die zwei mittleren Werte wurden mit Orangenuancen gekennzeichnet.

Die Helligkeit der Farben war ebenfalls absichtlich verschieden gewählt, um die einzelnen Restaurationssysteme besser auseinander halten zu können. Das Farbstoffpenetrationsverhalten der Dentinadhäsive unabhängig von dem verwendeten Komposit wurde mit der mittleren Helligkeit der Farben markiert. Die systemkonforme Materialkombination wurde mit dunklen und die Vergleichskomposit-Kombination mit hellen Nuancen angedeutet.

3.4.2 Makroskopische Randanalyse

Die Gipsmodelle der Zähne dokumentierten das Verhalten der Füllungsråder vor und nach dem Thermocycling. Die etwaigen Veränderungen in dem Bereich der Füllungsråder sollten anhand der makroskopischen Randanalyse erfasst werden. Die Füllungsråder in Gips wurden zu diesem Zweck mit einer Explorersonde sorgfältig abgetastet. Dabei wurde der zervikale

Kastenboden der Füllungen überprüft. Das Kriterium der Untersuchung war, die Stellen mit spürbarer Retention zu vermerken. Die Anzahl der Retentionsstellen vor und nach dem Thermocycling wurde daraufhin gruppenspezifisch miteinander verglichen.

3.4.3 Kontrolle der Approximalkontakte

Durch die Kontrolle der Approximalpunkte wurde die Möglichkeit der Kontaktpunktgestaltung der verschiedenen Restaurationssysteme untersucht. Die erste Messung der Kontaktpunktstärke erfolgte nachdem alle Füllungen gelegt und poliert waren, die zweite nach dem Thermocycling. Sie wurde mit Metallmatrizenbändern der Stärke 0,05 mm vorgenommen. Klemmte die Matrice zwischen den Zähnen war eindeutig ein Approximalkontakt vorhanden, konnte sie hingegen durchgezogen werden war kein Kontakt vorhanden. Vor der Präparation waren die Zähne so in das Modell eingebaut worden, dass zwischen jedem Zahn ein Approximalkontakt vorhanden war. Die so ermittelten Ergebnisse wurden miteinander verglichen, indem die Anzahl der vorhandenen Kontaktpunkte vor und nach der thermischen Wechselbelastung bezogen auf die jeweiligen Gruppen A1-D2 gegenübergestellt wurden.

Die statistische Auswertung der makroskopischen Randanalyse und der Approximalkontaktpunktuntersuchung erfolgte mit dem Programm SPSS 11 unter der Verwendung des einfaktoriellen One-way-ANOVA-Test mit einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$.

4 Ergebnisse und statistische Auswertung

4.1 Farbstoffpenetration

4.1.1 Farbstoffpenetrationsverhalten der Dentinadhäsive unabhängig von dem verwendeten Restaurationsmaterial

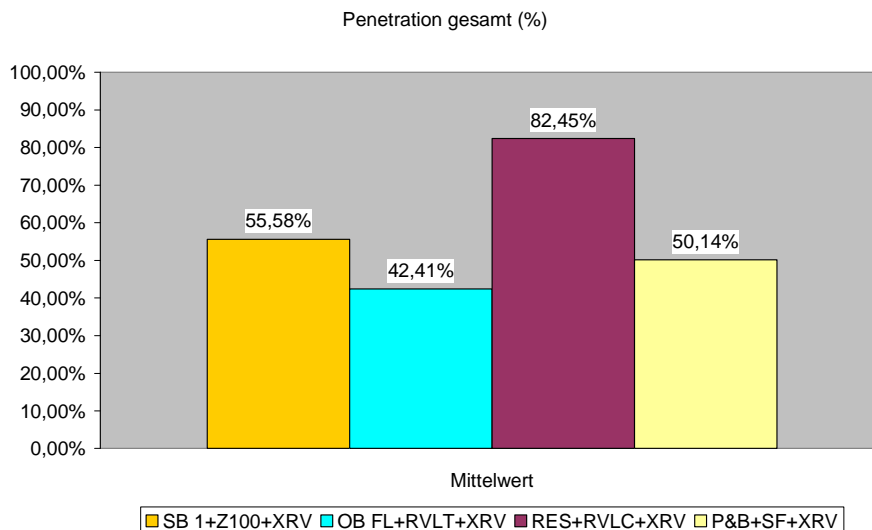


Abbildung 15: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100+XRV	0,3108	55,39%	0,00%	100,00%	2,3,4
2	OB FL+RVLT+XRV	0,2279	42,63%	0,00%	100,00%	1,3,4
3	RES+RVLC+XRV	0,1277	82,27%	55,75%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF+XRV	0,2853	50,23%	0,00%	100,00%	2,3,4

Tabelle 5: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 16 gehörigen Ergebnisse

Beim Vergleich des Farbstoffpenetrationsverhaltens der Dentinadhäsive, unabhängig von dem verwendeten Restaurationsmaterial, war bei dem Produkt „Optibond FL“, in Bezug auf die Gesamtpenetration, der niedrigste und somit der vorteilhafteste Mittelwert mit 42,41% zu verzeichnen. Der höchste und somit der schlechteste Mittelwert wurde von „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit 82,45% erreicht. Die Mittelwerte der übrigen Dentinadhäsive können aus der Abbildung 16 entnommen werden. Ein signifikanter Unterschied stellte sich

bei der o. g. Betrachtung des Gesamtpenetrationsverhaltens zwischen allen getesteten Dentinadhäsiven heraus.

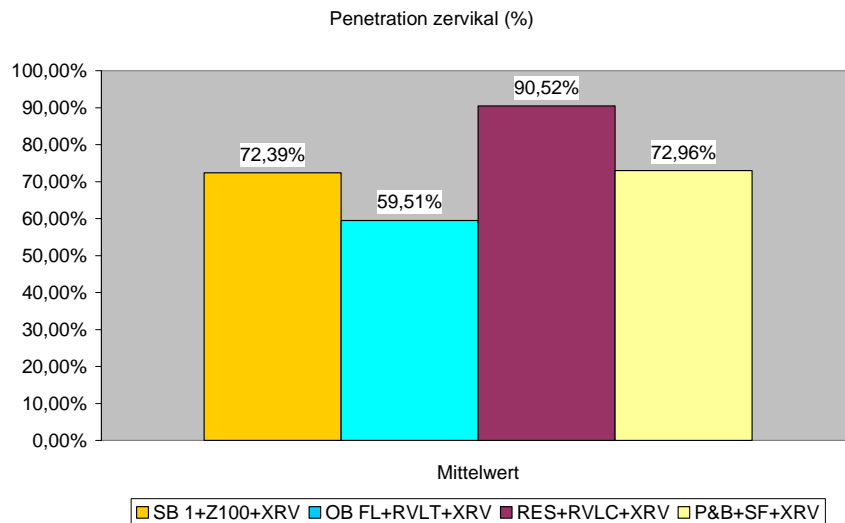


Abbildung 16: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100+XRV	0,3104	81,10%	0,00%	100,00%	2,3
2	OB FL+RVLT+XRV	0,1866	52,68%	32,15%	100,00%	1,3,4
3	RES+RVLC+XRV	0,0893	89,47%	71,38%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF+XRV	0,2258	71,04%	9,37%	100,00%	2,3

Tabelle 6: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 17 gehörigen Ergebnisse

Beim Vergleich des Farbstoffpenetrationsverhaltens in dem zervikalen Bereich, ist das beste Ergebnis mit 59,51% durch „Optibond FL“ erreicht worden. Die anteilig größte Farbstoffpenetration wurde von „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit 90,52% erlangt.

Ein signifikanter Unterschied stellte sich bei dem Penetrationsverhalten von diesen beiden untereinander und zu den Dentinadhäsiven „Scotchbond 1“ und „Prime & Bond NT“ heraus, wobei bei den beiden letztgenannten keine Signifikanz untereinander feststellbar war.

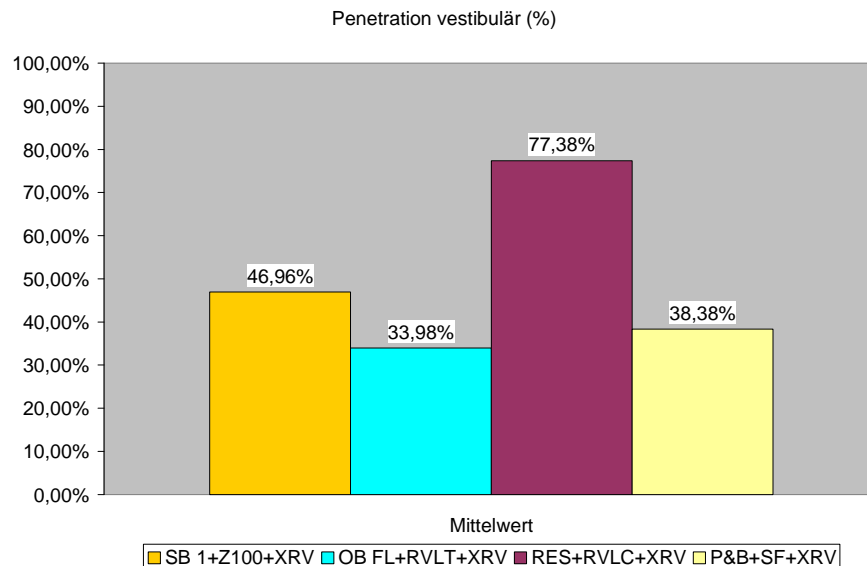


Abbildung 17: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100+XRV	0,2815	44,11%	0,00%	100,00%	2,3,4
2	OB FL+RVLT+XRV	0,21	34,82%	0,00%	100,00%	1,3
3	RES+RVLC+XRV	0,1248	74,37%	56,39%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF+XRV	0,2363	36,33%	0,00%	100,00%	1,3

Tabelle 7: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 18 gehörigen Ergebnisse

Die Farbstoffpenetration im vestibulären Bereich ist wiederum mit dem Material „Optibond FL“ und einem Wert von 33,98 % am günstigsten erlangt worden. Das negative Gegenstück hierzu verbleibt das Adhäsiv „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit einer prozentualen Penetration von 77,38 %.

Ein signifikanter Unterschied stellte sich zwischen „Scotchbond 1“ und „Resulcin AquaPrime & MonoBond“ und allen übrigen Adhäsiven heraus, jedoch war keine statistische Signifikanz zwischen „Optibond FL“ und „Prime & Bond NT“ ermittelbar.

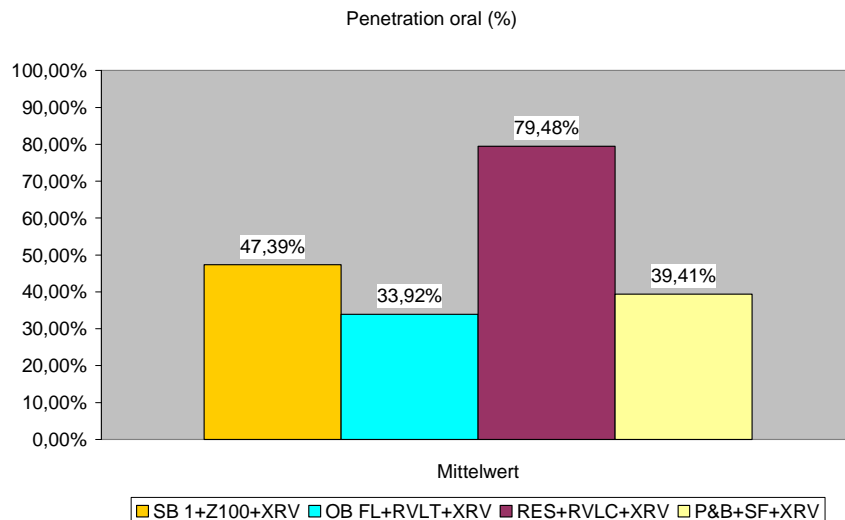


Abbildung 18: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100+XRV	0,2681	52,18%	0,00%	100,00%	2,3,4
2	OB FL+RVLT+XRV	0,1828	32,82%	0,00%	100,00%	1,3
3	RES+RVLC+XRV	0,1242	78,10%	55,75%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF+XRV	0,2454	38,23%	0,00%	100,00%	1,3

Tabelle 8: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 19 gehörigen Ergebnisse

Im oralen Bereich weisen die untersuchten Gruppen eine ähnliche Aufteilung wie in den vorangegangenen Bereichen auf. Durch das Adhäsiv „Optibond FL“ konnte eine Farbstoffpenetration von 33,92% festgestellt werden, und „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ ließ ein Eindringen des Farbstoffes von 79,48% zu.

Eine statische Signifikanz lässt sich hier zwischen „Scotchbond 1“ und „Resulcin AquaPrime & MonoBond“ und den beiden restlichen Adhäsiven herausstellen. Der nicht relevante statistische Unterschied ist zwischen „Optibond FL“ und „Prime & Bond NT“ festgestellt worden.

4.1.2 Farbstoffpenetrationsverhalten der Dentinadhäsive in Kombination mit dem systemkonformen Komposit

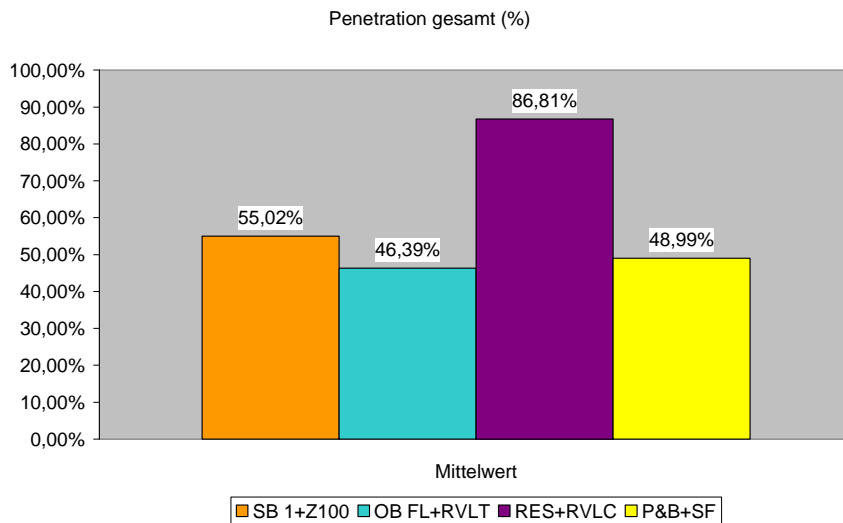


Abbildung 19: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100	0,27471	54,37%	0,00%	100,00%	2,3,4
2	OB FL+RVLT	0,2443	45,01%	0,00%	100,00%	1,3
3	RES+RVLC	0,11672	87,30%	60,34%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF	0,2865	46,91%	0,00%	100,00%	1,3

Tabelle 9: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 20 gehörigen Ergebnisse

Beim Vergleich des Farbstoffpenetrationsverhaltens der Dentinadhäsive in Kombination mit dem systemkonformen Komposit, war bei dem Produkt „Optibond FL“, in Bezug auf die Gesamtpenetration, der niedrigste Mittelwert mit 46,39% zu verzeichnen. Der höchste Mittelwert wurde von „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit 86,81% erreicht. Die Mittelwerte der übrigen Dentinadhäsive können aus der Abbildung 20 entnommen werden.

Ein signifikanter Unterschied stellte sich bei der o. g. Betrachtung des Gesamtpenetrationsverhaltens außer zwischen „Optibond FL“ und „Prime & Bond NT“, zwischen allen übrigen getesteten Adhäsiven heraus.

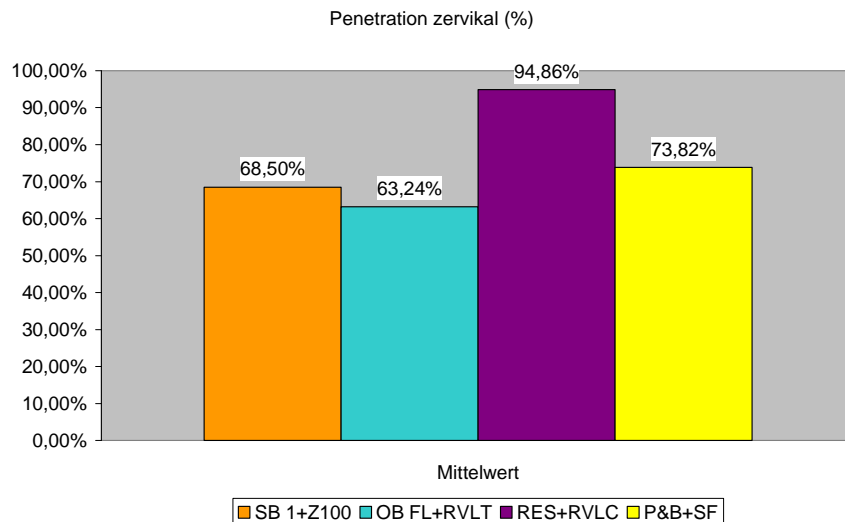


Abbildung 20: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100	0,31945	77,94%	0,00%	100,00%	2,3
2	OB FL+RVLT	0,20029	55,13%	32,15%	100,00%	1,3,4
3	RES+RVLC	0,06065	98,44%	80,45%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF	0,21868	71,71%	25,40%	100,00%	2,3

Tabelle 10: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 21 gehörigen Ergebnisse

Die Farbstoffpenetration im zervikalen Bereich ist wiederum mit dem Material „Optibond FL“ und einem Wert von 63,24% am günstigsten erlangt worden. Das Adhäsiv „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit einer prozentualen Penetration von 94,86%. verbleibt als das negative Gegenstück

Ein signifikanter Unterschied stellte sich bei dem Penetrationsverhalten dieser beiden Dentinhaftvermittler untereinander und jeweils zu den Dentinadhäsiven „Scotchbond 1“ und „Prime & Bond NT“ heraus. Zwischen den letztgenannten war jedoch keine statistische Signifikanz ermittelbar.

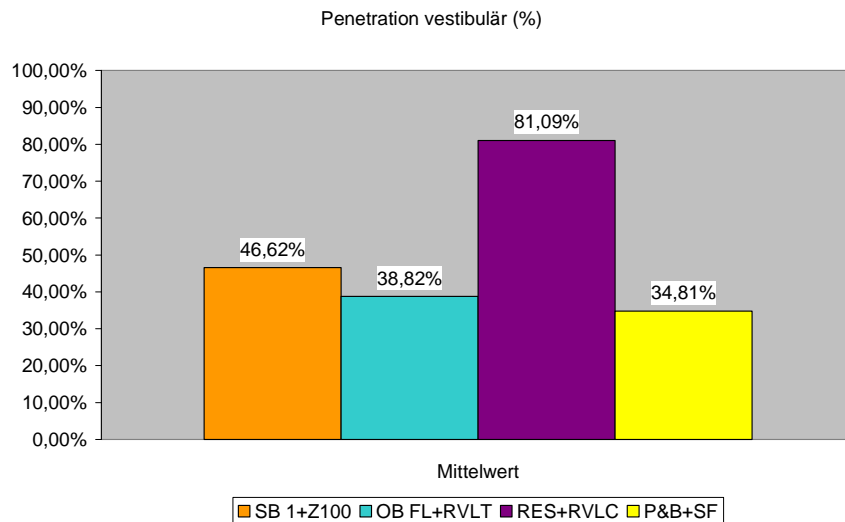


Abbildung 21: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100	0,23497	45,14%	0,00%	100,00%	3,4
2	OB FL+RVLT	0,24185	37,14%	0,00%	100,00%	3
3	RES+RVLC	0,12274	80,60%	60,34%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF	0,22002	30,18%	0,00%	100,00%	1,3

Tabelle 11: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 22 gehörigen Ergebnisse

Beim Vergleich des Farbstoffpenetrationsverhaltens in dem vestibulären Bereich, ist das beste Ergebnis mit 34,81% diesmal durch erreicht worden. Die anteilig größte Farbstoffpenetration wurde wieder von mit 81,09 % erlangt.

Ein signifikanter Unterschied stellte sich bei dem Penetrationsverhalten von „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ und allen übrigen Haftvermittlern und zwischen „Scotchbond 1“ und „Prime&Bond NT“ heraus.

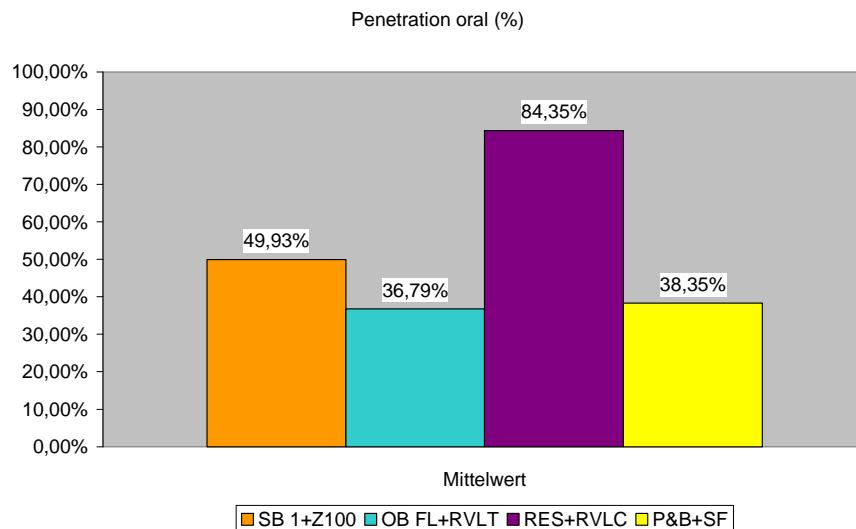


Abbildung 22: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+Z100	0,20322	53,57%	0,00%	85,43%	2,3,4
2	OB FL+RVLT	0,1924	35,46%	0,00%	100,00%	1,3
3	RES+RVLC	0,10915	82,52%	65,42%	100,00%	1,2,4
4	P&B+SF	0,23862	37,49%	0,00%	100,00%	1,3

Tabelle 12: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 23 gehörigen Ergebnisse

Im oralen Bereich weisen die untersuchten Gruppen eine ähnliche Aufteilung wie in den vorangegangenen Bereichen auf. Durch das Adhäsiv „Optibond FL“ konnte eine Farbstoffpenetration von 36,79% festgestellt werden, und „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ ließ ein Eindringen des Farbstoffes von 84,35 % zu.

Eine statische Signifikanz lässt sich hier außer zwischen „Optibond FL“ und „Prime&Bond NT“ zwischen allen übrigen Gruppen feststellen.

4.1.3 Farbstoffpenetrationsverhalten der Dentinadhäsive in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV

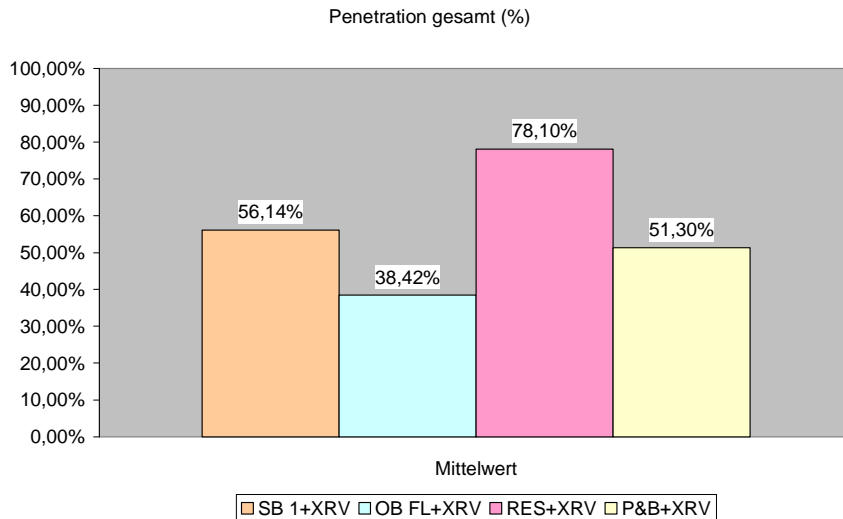


Abbildung 23: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+XRV	0,34305	56,20%	0,00%	100,00%	2,3,4
2	OB FL+XRV	0,20293	40,98%	0,00%	100,00%	1,3,4
3	RES+XRV	0,12334	76,39%	55,75%	100,00%	1,2,4
4	P&B+XRV	0,28354	52,01%	0,00%	100,00%	1,2,3

Tabelle 13: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 24 gehörigen Ergebnisse

Beim Vergleich des Farbstoffpenetrationsverhaltens der Dentinadhäsive, in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV, war das Ranking der Gruppen ähnlich der vorangegangenen Tabellen. Bei dem Produkt „Optibond FL“, war in Bezug auf die Gesamtpenetration, der niedrigste und somit der vorteilhafteste Mittelwert mit 38,42% zu verzeichnen. Der höchste Mittelwert wurde bei „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit 78,10% erreicht. Ein signifikanter Unterschied stellte sich bei der Betrachtung des Gesamtpenetrationsverhaltens zwischen allen getesteten Dentinadhäsiven heraus.

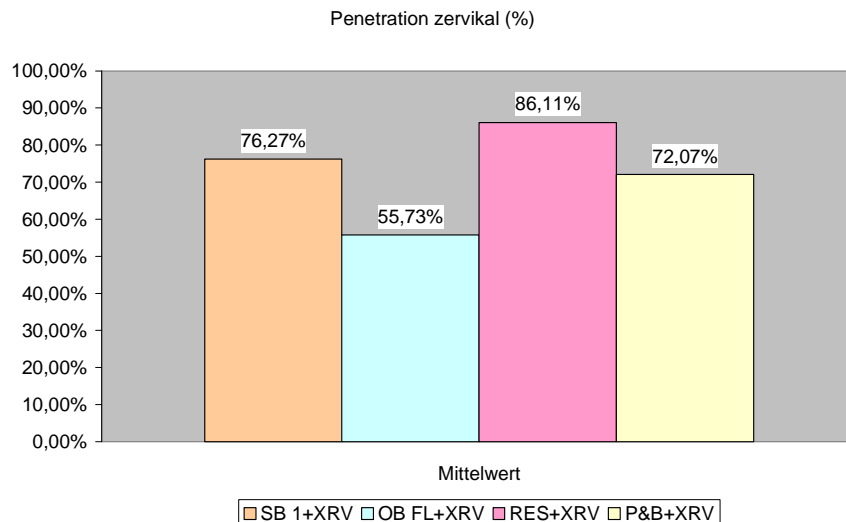


Abbildung 24: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+XRV	0,29602	89,75%	5,06%	100,00%	2
2	OB FL+XRV	0,16305	52,14%	35,52%	100,00%	1,3,4
3	RES+XRV	0,09212	84,14%	71,38%	100,00%	2,4
4	P&B+XRV	0,23254	70,22%	9,37%	100,00%	2,3

Tabelle 14: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 25 gehörigen Ergebnisse

Die Farbstoffpenetration im zervikalen Bereich ist wiederum mit dem Material „Optibond FL“ und einem Wert von 55,73% am günstigsten erlangt worden. Das Adhäsiv „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ erreichte dagegen mit einer prozentualen Penetration von 86,11% die schlechtesten Werte.

Zwischen „Optibond FL/XRV“ und allen übrigen Kombinationen stellte sich ein signifikanter Unterschied heraus. Die Mittelwerte von „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ und „Prime&Bond NT“ waren ebenfalls statistisch signifikant unterschiedlich. Das Penetrationsverhalten von „Scotchbond 1“ hatte nur den bereits genannten signifikanten Unterschied zu „Optibond FL“. Zu den anderen Kombinationen war jedoch keine statistische Signifikanz ermittelbar.

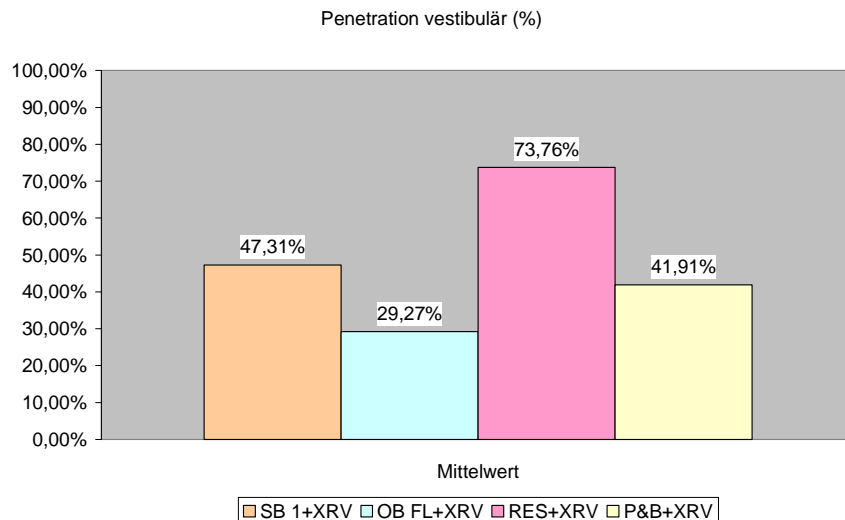


Abbildung 25: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+XRV	0,32126	40,68%	0,00%	100,00%	2,3
2	OB FL+XRV	0,16003	29,59%	0,00%	61,34%	1,3,4
3	RES+XRV	0,11594	71,38%	56,39%	100,00%	1,2,4
4	P&B+XRV	0,24625	43,64%	0,00%	100,00%	2,3

Tabelle 15: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 26 gehörigen Ergebnisse

Die Betrachtung der Farbstoffpenetration im vestibulären Bereich in Kombination mit dem Vergleichskomposit „Herculite XRV“ zeigt auf, dass das Material „Optibond FL“ mit einem Wert von 29,27% den günstigsten Mittelwert erlangte. Der Haftvermittler „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ erreichte mit einer mittleren Penetrationsrate von 73,76% den schlechtesten Platz. Ein signifikanter Unterschied stellte sich bei dem Penetrationsverhalten dieser beiden Dentinhaftvermittler untereinander und jeweils zu den Dentinadhäsiven „Scotchbond 1“ und „Prime & Bond NT“ heraus. Zwischen den letztgenannten war jedoch keine statistische Signifikanz ermittelbar.

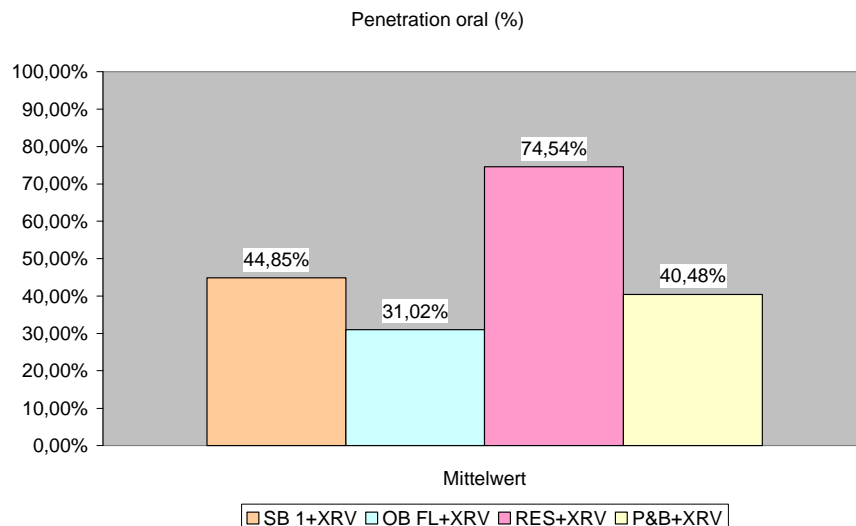


Abbildung 26: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV

Gruppe	Kombination	Stabw.	Med.	Min.	Max.	Sign.zu Gruppe:
1	SB 1+XRV	0,31801	45,28%	0,00%	100,00%	2,3
2	OB FL+XRV	0,16766	26,34%	0,00%	67,30%	1,3,4
3	RES+XRV	0,11894	72,62%	55,75%	100,00%	1,2,4
4	P&B+XRV	0,25168	39,61%	0,00%	100,00%	2,3

Tabelle 16: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 27 gehörigen Ergebnisse

Wie aus der Abbildung 27 ersichtlich, verteilten sich die Platzierungen beim Vergleich des Farbstoffverhaltens in Bezug auf die orale Penetration der Dentinadhäsive, ähnlich wie bisher. Bei dem Produkt „Optibond FL“ war mit 31,02%, der niedrigste Mittelwert zu verzeichnen. Der höchste Mittelwert wurde von „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit 74,54% erreicht. Ein signifikanter Unterschied stellte sich außer zwischen „Scotchbond 1“ und „Prime & Bond“ zwischen allen restlich getesteten Materialkombinationen heraus.

4.1.4 Direkter Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive

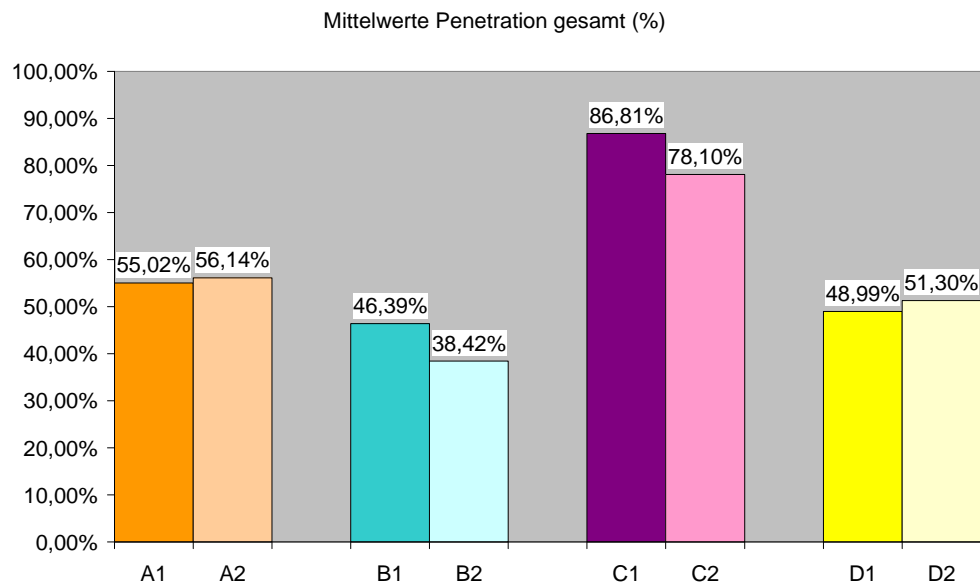


Abbildung 27: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive

Gruppe	Material-kombinat.	Signif. zw. 1 und 2
A1	SB 1/Z100	nein
A2	SB 1/XRV	nein
B1	OB FL/RVLT	ja
B2	OB FL/XRV	ja
C1	RES/RVLC	ja
C2	RES/XRV	ja
D1	P&B/SF	nein
D2	P&B/XRV	nein

Tabelle 17: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 28 gehörigen Ergebnisse

Abbildung 28 zeigt, dass die höchsten Mittelwerte der Penetration an gesamten Füllungsflächen die Gruppe C (C1:86,81%, C2:78,10%) und die geringsten die Gruppe B (B1:46,39%, B2:38,42%) aufweist.

Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der systemkonformen Untergruppe 1 und der nicht systemkonformen Untergruppe 2 ist ebenfalls nur unter diesen Gruppen feststellbar. Die anderen Materialkombinationen zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Untergruppen auf.

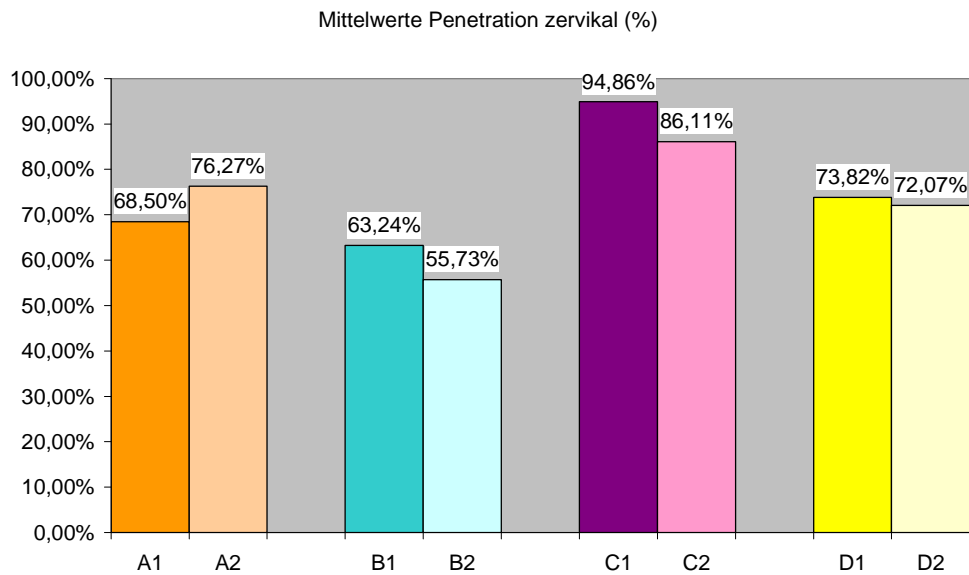


Abbildung 28: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive

Gruppe	Material-kombinat.	Signif. zw. 1 und 2
A1	SB 1/Z100	nein
A2	SB 1/XRV	nein
B1	OB FL/RVLT	ja
B2	OB FL/XRV	ja
C1	RES/RVLC	ja
C2	RES/XRV	ja
D1	P&B/SF	nein
D2	P&B/XRV	nein

Tabelle 18: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 29 gehörigen Ergebnisse

Beim direkten Vergleich des Farbstoffpenetrationsverhaltens an der zervikalen Füllungsfläche waren bei dem Produkt „Optibond FL“ sowohl mit dem systemkonformen Komposit „Revolution“ mit 63,24%, als auch mit dem Vergleichskomposit „Herculite XRV“ mit 55,73% die niedrigsten Mittelwerte zu verzeichnen. Die höchsten Mittelwerte wurden von „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit dem systemäquivalenten „Revolcin Fil“ (94,86%) und dem Vergleichskomposit „Herculite XRV“ (86,11%) erreicht. Die Mittelwerte der übrigen Kombinationen können aus der Abbildung 30 entnommen werden.

Ein signifikanter Unterschied zwischen den Kombinationen, die mit gleichem Haftvermittler hergestellt worden sind, stellte sich auch nur zwischen den Untergruppen der Gruppen B und C.

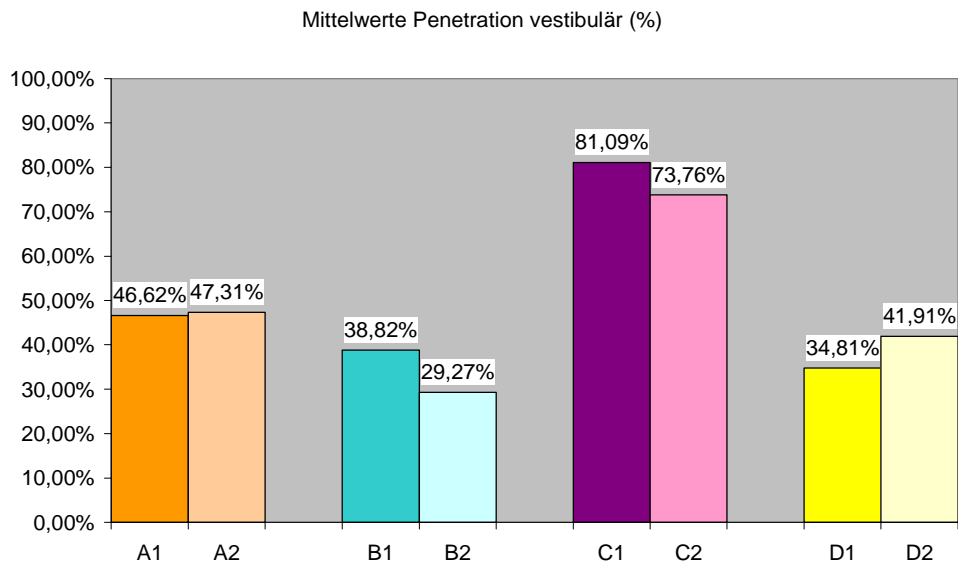


Abbildung 29: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive

Gruppe	Material-kombinat.	Signif. zw. 1 und 2
A1	SB 1/Z100	nein
A2	SB 1/XRV	nein
B1	OB FL/RVLT	ja
B2	OB FL/XRV	ja
C1	RES/RVLC	ja
C2	RES/XRV	ja
D1	P&B/SF	nein
D2	P&B/XRV	nein

Tabelle 19: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 30 gehörigen Ergebnisse

Auch hier ist eine ähnliche Verteilung der Mittelwerte feststellbar, den besten Mittelwert bei der systemkonformen Verbindung erlangte diesmal jedoch die Kombination „Prime& Bond NT“ und „ SureFil“ mit 34,81% und in Verbindung mit dem Vergleichskomposit „Herculite XRV“ mit 29,27% das Adhäsiv „Optibond FL“. Das Schlusslicht bildet wieder „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ mit beiden Kombinationen (C1:81,09% und C2:73,76%).

Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte auch bei der Betrachtung der vestibulären Füllungsfläche nur zwischen den Untergruppen B1 und B2, sowie zwischen C1 und C2 festgestellt werden.

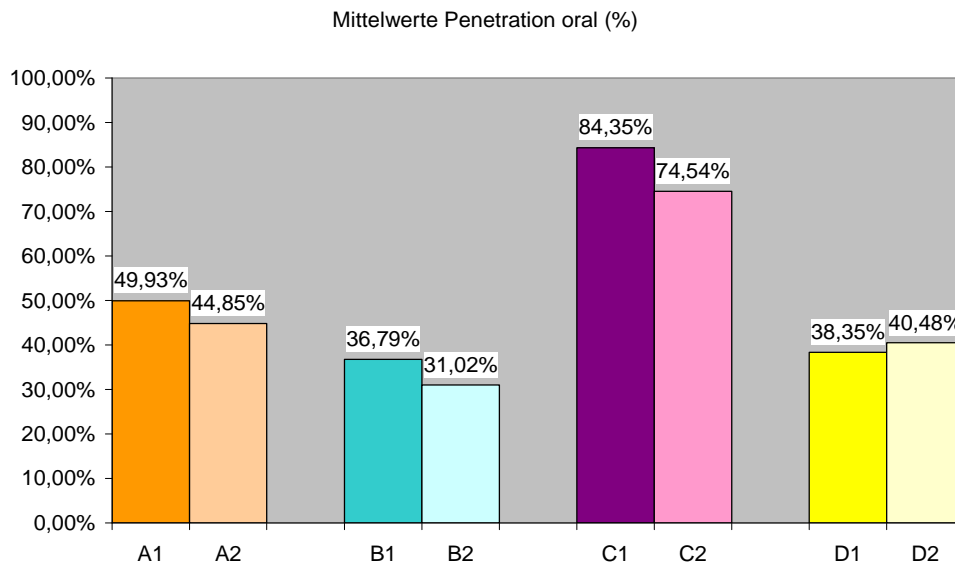


Abbildung 30: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive

Gruppe	Material-kombinat.	Signif. zw. 1 und 2
A1	SB 1/Z100	nein
A2	SB 1/XRV	nein
B1	OB FL/RVLT	nein
B2	OB FL/XRV	nein
C1	RES/RVLC	ja
C2	RES/XRV	ja
D1	P&B/SF	nein
D2	P&B/XRV	nein

Tabelle 20: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 31 gehörigen Ergebnisse

Aus der Abbildung 31 ist zu ersehen, dass die höchsten Mittelwerte der Penetration an oralen Füllungsflächen wiederum die Gruppe C (C1:84,35%, C2:74,54%) und die geringsten die Gruppe B (B1:36,79%, B2:31,02%) aufweist.

Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der systemkonformen Untergruppe 1 und der nicht systemkonformen Untergruppe 2 ist nur innerhalb der Gruppe C feststellbar. Die anderen Materialkombinationen zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Untergruppen auf.

4.2 Makroskopische Randanalyse

Gruppe	Untergruppe	Materialkombinat.	fehlerhaft vor TC	fehlerhaft nach TC	Signif. zw.den Gruppen
A	1	SB 1/Z100	38,89%	55,56%	nein
	2	SB 1/XRV	38,89%	55,56%	
B	1	OB FL/RVLT	50,00%	61,11%	zu C nach TC
	2	OB FL/XRV	33,33%	44,45%	
C	1	RES/RVLC	38,89%	61,11%	zu B nach TC
	2	RES/XRV	33,33%	50,00%	
D	1	P&B/SF	38,89%	50,00%	nein
	2	P&B/XRV	38,89%	55,56%	

Tabelle 21: Prozentuale Angabe der Ergebnisse der makroskopischen Randanalyse vor und nach Thermocycling

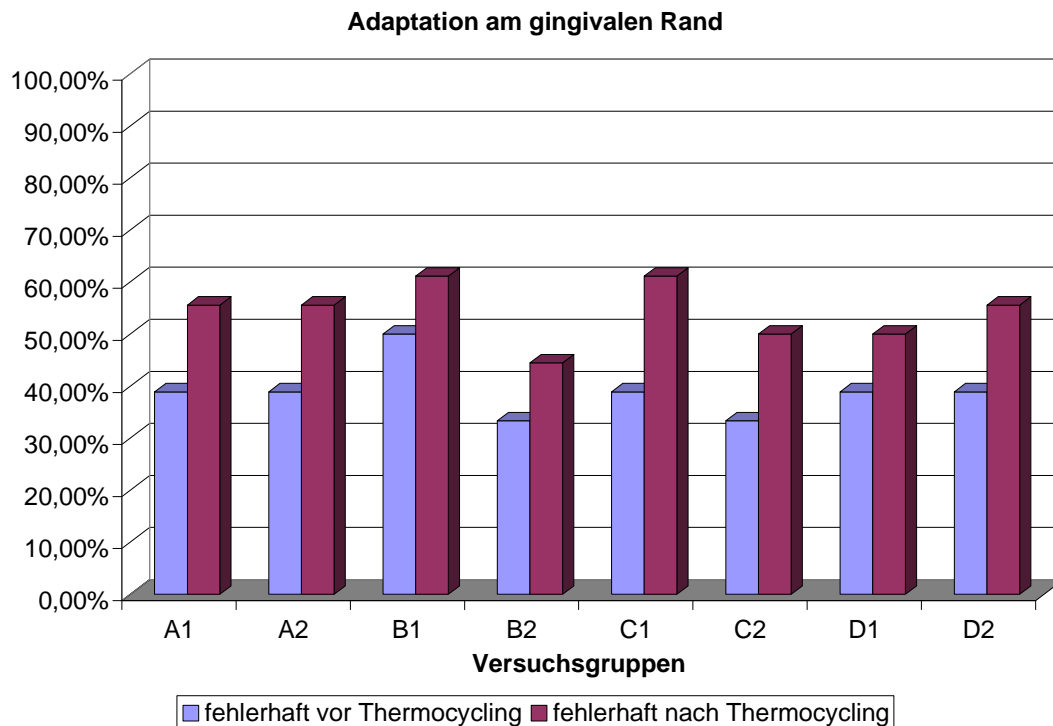


Abbildung 31: Ergebnisse der makroskopischen Randanalyse vor und nach Thermocycling

Es fällt auf, dass in allen Gruppen ein Abfall der Randadaptation nach der Thermowechselbelastung stattgefunden hat. Die besten Ergebnisse vor Thermowechselbelastung erreichten die Gruppen B2 und C2 mit 33,33% fehlerhaften Rändern. Die Materialkombination der Gruppe B2 wies mit 44,45% auch die niedrigste Anzahl an fehlerhaften Rändern nach erfolgtem Thermocycling. Den größten Anteil von fehlerhaften Kavitätenrändern erreichte die Gruppe B1 mit 50% vor und zusammen mit der

Gruppe C1 61,11% nach der Temperaturbelastung. Die restlichen Gruppen hielten sich dazwischen.

In der statistischen Auswertung erwies sich nur eine Signifikanz zwischen der Gruppe B „Optibond FL“ und der Gruppe C „Resulcin AquaPrime+MonoBond“ nach erfolgter Thermowechselbelastung.

4.3 Stärke der Approximalkontakte

Gruppe	Untergruppe	Materialkombinat.	Kontakte vor TC	Kontakte nach TC	Signif. zw.den Gruppen
A	1	SB 1/Z100	83,33%	83,33%	nein
	2	SB 1/XRV	91,67%	91,67%	
B	1	OB FL/RVLT	58,33%	58,33%	nein
	2	OB FL/XRV	91,67%	91,67%	
C	1	RES/RVLC	83,33%	83,33%	nein
	2	RES/XRV	83,33%	83,33%	
D	1	P&B/SF	100,00%	100,00%	nein
	2	P&B/XRV	91,67%	91,67%	

Tabelle 22: Prozentuale Angabe der Ergebnisse der Untersuchung von Approximalkontakten vor und nach Thermocycling

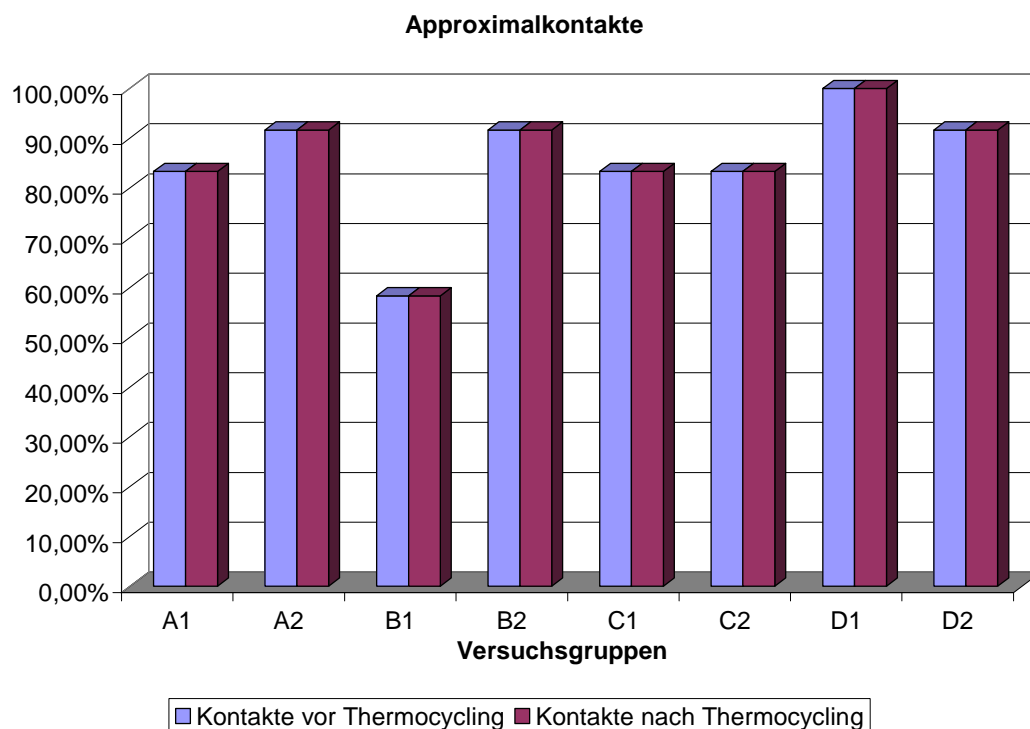


Abbildung 32: Ergebnisse der Untersuchung von Approximalkontakten vor und nach Thermocycling

Die Betrachtung der Ergebnisse von vorhandenen Approximalpunktkontakten vor und nach der Thermowechselbelastung ergibt, dass in keiner der Untergruppen ein Unterschied der Kontaktpunktstärken auftrat. In der Gruppe D1 waren alle Kontaktpunkte vorhanden, die Gruppe B1 wies dagegen als schlechteste Gruppe nur 58% der Kontaktpunkte auf. Auffällig schlechte Ergebnisse erreichte die Gruppe B1 mit 58,33%. Die übrigen Gruppen präsentieren sich im oberen Bereich.

Im Gruppenvergleich konnte vor und nach Thermocycling keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden.

4.4 Fotografische Darstellung der Ergebnisse

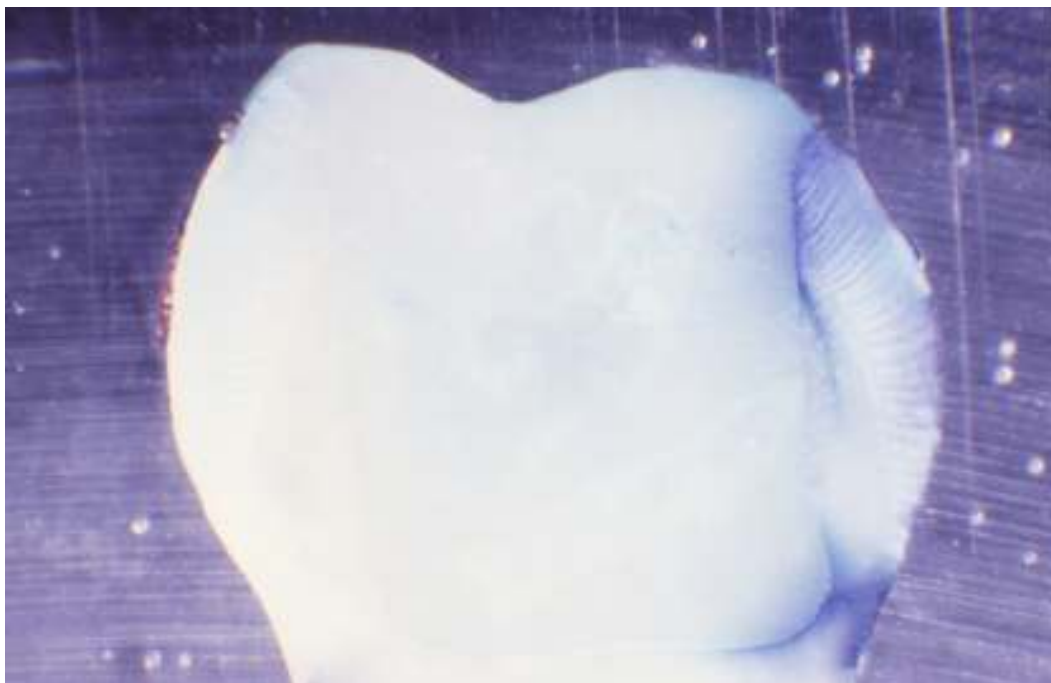


Abbildung 33: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Scotchbond 1/ Z 100



Abbildung 34: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Scotchbond 1/ Herculite XRV

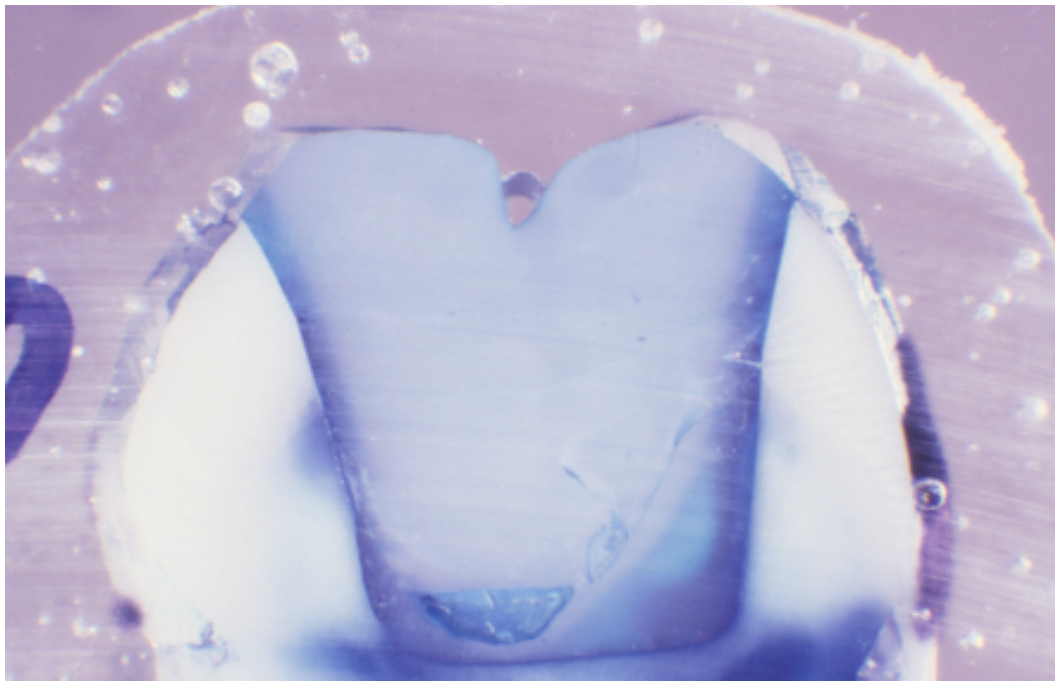


Abbildung 35: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Scotchbond 1/Herculite XRV



Abbildung 36: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Optibond FL/ Revolution



Abbildung 37: Ausschnittsvergrößerung der Abbildung 37



Abbildung 38: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Resulcin AquaPrime+MonoBond/ Revolcin Fil



Abbildung 39: Ausschnittsvergrößerung der Abbildung 39



Abbildung 40: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Prime&Bond NT/ Sure Fil



Abbildung 41: Ausschnittsvergrößerung der Abbildung 31

5 Diskussion

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden vier Dentinadhäsive in Kombination mit ihrem systemkonformen und einem Vergleichskomposit auf das Randverhalten mittels eines Farbstoffpenetrationstest und makroskopischer Analyse evaluiert.

Ferner wurde die Möglichkeit der Approximalpunktgestaltung der vier Komposite geprüft.

Zuerst folgt eine Diskussion der Ergebnisse (5.1) bezogen auf die eigenen Untersuchungsergebnisse (5.1.1-5.1.3), sowie bezogen auf die häufig untersuchte Parameter der Dentinhaftung, die jedoch nicht in dieser Studie zur Anwendung kamen (5.1.4-5.1.5). Daraufhin werden die Fehlermöglichkeiten des eigenen Versuchsaufbaus gesondert diskutiert (5.2).

Obwohl zahlreiche Studien die neuesten Entwicklungen der Dentinhaftvermittler untersuchen, ist es nicht gelungen eine Studie mit identischem Versuchsaufbau und –materialien zu recherchieren. Deshalb wird in der Diskussion der Ergebnisse jeweils an die relevanten Unterschiede der Versuchsaufbauten aufmerksam gemacht.

5.1 Diskussion der Ergebnisse

5.1.1 Farbstoffpenetration

Betrachtet man das Penetrationsverhalten und die Signifikanzverteilung der verwendeten Dentinadhäsive an den gesamten Füllungsflächen (vestibulär+oral+zervikal), unabhängig von dem verwendeten Restaurationsmaterial (Abb.16), so ergibt sich folgende Rangfolge:

1. Optibond FL (42,41%)
2. Prime&Bond NT (50,14%)
3. Scotchbond1 (55,58%)
4. Resulcin AquaPrime+MonoBond (82,45%)

Ein signifikanter Unterschied besteht zwischen allen aufgeführten Werten (Tab. 5).

Die oben aufgeführte Rangfolge wird als stellvertretendes Beispiel für die restlichen Ergebnisse der Farbstoffpenetrationswerte aufgeführt, da bei der Betrachtung des Gesamtpenetrationsverhaltens durch das Zusammenführen von allen Ergebnissen (der systemkonformen und nichtsystemkonformen, sowie der von allen Füllungsflächen) die inhaltsreichste Aussage diesbezüglich getroffen werden kann.

Außerdem spiegelt sich das Ergebnis ebenfalls bei einer getrennten Betrachtung des Gesamtpenetrationsverhaltens der vier Adhäsive wieder, unter Anwendung der systemkonformen- oder der Vergleichskomposite (Abb.17-27).

Die Ergebnisse von Optibond FL waren ausnahmslos, unabhängig davon unter welchem Aspekt sie erzielt wurden, signifikant die besten und die Ergebnisse von Resulcin AquaPrime+MonoBond signifikant die schlechtesten. Die Werte der beiden anderen Adhäsive haben sich dazwischen bewegt.

Ziel dieser Arbeit war es, vor allem zu untersuchen, ob die von Herstellern häufig genannte Empfehlung zur Benutzung systemkonformer Komponenten, Auswirkungen auf das Penetrationsverhalten der verwendeten Restaurationskombination hat.

Ein signifikanter Unterschied zwischen der Anwendung systemkonformer und nicht systemkonformer Materialkombinationen stellte sich nur bei zwei getesteten Adhäsiven, dem Optibond FL und dem Resulcin AquaPrime+MonoBond und zwar erzielten beide günstigere Penetrationswerte in der Kombination mit dem Vergleichskomposit.

Optibond FL erreichte in Kombination mit dem fließfähigen Komposit „Revolution“ einen mittleren Penetrationswert an der gesamten Füllungsfläche von 46,39% und in Kombination mit dem Herculite XRV den signifikant unterschiedlichen Wert 38,42%. Bei gleicher Betrachtung erzielte Resulcin AquaPrime+MonoBond in Kombination mit dem systemkonformen Komposit Revolcin Fil 86,81% und mit dem Vergleichskomposit das signifikant bessere Ergebnis von 78,10%.

Bei Optibond FL gibt es eine Besonderheit im Bezug auf die Systemzugehörigkeit der zwei getesteten Komposite, denn sowohl Revolution als auch das Vergleichskomposit Herculite XRV sind Produkte des gleichen Herstellers, so dass im Grunde genommen beide Restaurationsmöglichkeiten als systemkonform betrachtet werden können. Das trotzdem signifikant unterschiedliche Verhalten bei der Penetration könnte in dem Unterschied ihrer Konsistenz liegen.

Nach *Bayne et al.* sollten fließfähige Komposite In Klasse I und II-Kavitäten mit hoher Belastung aufgrund der geringeren Biege-, Zug- und Druckfestigkeit nicht als alleiniges Füllungsmaterial benutzt werden [3]. Durch den niedrigeren E-Modul sollen sie ähnlich wie gefüllte Adhäsive eine Stress-Absorber-Funktion besitzen [149]. Aufgrund der geringen Viskosität und guten Benetzbarkeit von Oberflächen eignen sie sich vielmehr als Liner z.B. unter kondensierbaren Kompositen [146].

Dennoch wurde in der vorliegenden Studie das Komposit Revolution zur Herstellung kompletter Füllungen verwendet, um die Empfehlungen des Herstellers zu untersuchen.

Dieser gibt als Anwendungsmöglichkeiten des Komposits Revolution neben den Füllungen der Klasse I, III und V auch kleine Restaurationen der Klasse II an.

Allgemein kann man aufgrund der o. g. Ergebnisse sagen, dass das Farbstoffverhalten eher unabhängig von dem verwendeten Komposit ist, viel wichtiger scheint die Rolle des benutzten Dentinadhäsivs zu sein.

5.1.1.1 Farbstoffpenetration im Bezug auf das verwendete Adhäsiv

Der Unterschied der getesteten Adhäsive besteht nicht nur darin, dass es sich um Ein- und Mehrflaschenadhäsive handelt, sondern auch in den Lösungsmitteln.

In unserer Untersuchung handelt es sich um ein Adhäsiv der 4. Generation (Optibond FL), zwei der 5. Generation (Scotchbond1 und Prime & Bond NT) und eins der 6. Generation Resulcin AquaPrime+MonoBond) mit unterschiedlichen Lösungsmitteln [126].

Scotchbond 1 und Optibond FL enthalten neben Wasser noch die organische Lösungsmittelkomponente Ethanol. Prime & Bond NT ist ein acetonbasiertes und Resulcin AquaPrime+MonoBond ein wasserbasiertes Adhäsiv.

Das jeweilige Lösungsmittel der verschiedenen Dentinadhäsive ist entscheidend für die Qualität der Hybridisierung [104].

Welches Lösungsmittel allgemein bevorzugt werden sollte ist vom Feuchtigkeitszustand des Dentins abhängig. Beim Einsatz von Aceton werden die Wassermoleküle im Kollagennetzwerk verdrängt und so die Oberflächenspannung des Wassers auf der Dentinoberfläche herabsetzt. Dadurch wird die Penetration der Monomermoleküle in das Netzwerk erleichtert. Bleiben Wassermoleküle im Netzwerk zurück, so wird die Polymerisation des Adhäsivs negativ beeinflusst, da die Wassermoleküle mit den Monomeren um den Platz konkurrieren [61,64,141]. Die Lösungsmittelmoleküle werden mit dem Luftbläser verdampft, so dass nur die aktiven Monomere zurückbleiben [155].

Wird die Dentinoberfläche nach dem Ätzzvorgang zu stark getrocknet, so kollabiert das Kollagenfasernetz und die Monomere werden in ihrer Infiltration behindert. In diesem Fall besitzen wasserbasierte Adhäsive den Vorteil durch Rehydration das Netzwerk wieder aufzurichten [104,155]. Durch den hohen Wassergehalt ihrer Primer bewirken sie ein Wiederbefeuchten (Rewetting) der Kollagenfaser. Bei ihrer Verwendung besteht jedoch die Gefahr im Falle zu geringen aktiven Verdunstens des Wassers, dass dieses Wasser in den Verbund integriert wird [34].

Haller *et al.* beschreiben, dass im Falle von selbstkonditionierenden Dentinprimern mit hohem Wassergehalt beim „Moist Bonding“ (hierbei wird das Dentin nach dem Abspülen des Ätzgels nicht gründlich, sondern lediglich leicht getrocknet) die Gefahr eines „Overwettings“ mit Herabsetzung der Haftfestigkeit bestünde [47].

Die schlechten Penetrationswerte des Adhäsivs Resulcin AquaPrime+MonoBond, bei welchem der mit Wasser gemischter Primer nach Herstellerangaben nur oberflächlich luftgetrocknet wird, könnten mit dieser Erscheinung erklärt werden.

Bei Adhäsiven auf Acetonbasis ist ein aktives Verblasen durch den erhöhten Verdunstungsdruck des Acetons nicht mehr notwendig. Eine feuchte Oberfläche („wet bonding“) ist bei diesen Haftvermittlern eine Voraussetzung für die Penetration [104].

Das Belassen einer feuchten Oberfläche ist nicht standardisiert zu bewerkstelligen, so dass die Farbstoffpenetration bei acetonbasierten Adhäsiven (z.B. Prime&Bond NT) erheblich von der subjektiven Betrachtungsweise des Behandlers abhängt.

In der klinischen Situation kommt noch erschwerend dazu, dass die Kavität meist zu stark getrocknet wird um das Ätzmuster visualisieren zu können und acetonhaltige Primer nicht mehr wirksam penetrieren können [104].

Auch die Tatsache ob ein Adhäsiv gefüllt oder nicht gefüllt ist, spielt für das Randspaltverhalten eine große Rolle. Gefüllte Adhäsive sollen zur Vermeidung von Randspalten führen[7].

Sie besitzen durch den höheren Füllkörperanteil eine höhere Viskosität und können so im Gegensatz zu ungefüllten Adhäsiven nicht zu dünn verblasen werden. Die dadurch dickere Bondingschicht kann dementsprechend als stressabsorbierende Intermediärzone („stress breaker“) funktionieren [34].

Optibond FL ist ein gefülltes Adhäsiv (48 Gew.-%). Der höhere Füllstoffgehalt führt zur Bildung einer dickeren Adhäsivschicht, die eine bessere Spannungsabsorption gewährleisten soll [154].

Aus diesem Grund sind die auch in vorliegender Untersuchung signifikant besseren Penetrationswerte von Optibond FL zu erklären.

5.1.1.2 Farbstoffpenetration im Bezug auf das verwendete Komposit

Die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Komposit und Zahnhartsubstanz führen bei Temperaturschwankungen zu Spannungen an der Verbundzone

Zahn/Restauration [131,158]. Wie in einigen Studien gezeigt werden konnte, kommt es dadurch besonders im dentinbegrenzten Bereich zur Entstehung von Randspalten [84,131].

Gute Modellier- und Adaptationseigenschaften bei gleichzeitig ausreichender Standfestigkeit sind für das Einbringen des Komposits in die Kavität und die Ausformung der anatomischen Strukturen unverzichtbar [86].

In der vorliegenden Untersuchung kamen fünf verschiedene Komposite zur Verwendung. Außer in der chemischen Zusammensetzung, unterscheiden sie sich auch in dem Füllkörpergehalt, –typ und der Teilchengröße. Die genaueren Daten können aus der Tabelle 23 entnommen werden.

Komposit	Klassifikation	Gew.% - Füllkörpergehalt	Füllkörpertyp	mittlere Teilchengröße
Z 100 MP	Hybrid	84,5	Zirkonium, Silizium	0,01-3,5 µm
Revolution	fließfähig/Hybrid	55	Ba-Al-B-Si Glas	1 µm
Revolcin Fil	Feinsthybrid	77	Barium Glas	0,7µm
Sure Fil	stopfbar	82	Ba-Al-B-F-Si Glas	0,8 µm
Herculite XRV	Mikrohybrid	79	Ba-Al-B-Si Glas	0,6 µm
* Laut Herstellerinformation				

Tabelle 23: Die getesteten Kompositmaterialien

Auffällig ist, dass das Komposit Z 100, welches nicht das Prädikat „stopfbar“ trägt, laut Herstellerinformation sogar 84,5 Gew.-% Füllkörper beinhaltet. Im Gegensatz dazu präsentierte sich SureFil mit 82 Gew.-% Füllkörper klinisch als besonders gut kondensierbar. In der getesteten Auswahl war mit Revolution ein fließfähiges Komposit vorhanden, Revolcin Fil und Herculite XRV sind in Bezug auf die Konsistenz den konventionellen Hybridkompositen zuzuordnen.

Die fließfähigen Kunststoffe weisen allgemein höhere Polymerisationsschrumpfung (3,6-6,0 Vol%) als herkömmliche Komposite auf [76].

Seit kurzem wird jedoch eine Verbesserung der marginalen Adaptation durch den Einsatz von fließfähigen Kompositen als Liner diskutiert. Durch ihr geringeres E-Modul tragen sie an der Grenzfläche Dentin/Komposit zu einer Relaxation polymerisationsbedingter Spannungen bei [51,147].

Tung et al. untersuchten die Farbstoffpenetration an dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten und fanden heraus, dass die Verwendung eines fließfähigen Komposites unter dem

kondensierbaren Komposit die Mikroleakage signifikant reduziert. Die Autoren benutzten „SureFil“ mit dem systemkonformen Prime&Bond NT und einem anderen nicht systemkonformen alkoholbasierten Adhäsiv, hier jedoch auch in Kombination mit einem als Liner funktionierenden, fließfähigen Kunststoff. Die zwei Gruppen ohne Liner wiesen Mikroleakagewerte von 35% bzw. 27% auf, die Gruppe mit Liner hingegen blieb gänzlich ohne Farbstoffpenetration [146]. Zu einer ähnlichen Schlussfolgerung kam *Payne* 1999 in einer Untersuchung mit Optibond [100].

In vorliegender Untersuchung wurden ein fließfähiges und ein stopfbares Komposit benutzt. Allerdings wurden sie nicht, wie oben beschrieben, in der Kombination „Liner-stopfbares Komposit“, sondern getrennt zur Therapie ultrakonservativer Klasse-II-Kavitäten verwendet. Deshalb sind die Werte zu den oben genannten Untersuchungen nicht miteinander vergleichbar.

5.1.1.3 Farbstoffpenetration im Bezug auf das Ätzverfahren

Viele Gründe haben 1978 zur Entwicklung der selbstkonditionierenden Adhäsive beigetragen. Zum einen die Fehlerquellen der separaten Ätzung mit Phosphorsäure, wie z.B. bei zu langer Einwirkzeit auftretender Kollaps des Kollagengeflechts und der daraus verringerten Haftwerten. Andererseits erfüllt die Selbstkonditionierung den Wunsch nach schneller und einfacher Verarbeitung der Haftvermittler. Trotzdem empfiehlt *van Meerbeek* bei den selbstätzenden Adhäsiven den 2-Schritt-Systemen den Vorzug zu geben, was den zweiten Vorteil wieder relativiert [150].

Haller et al. untersuchten die Penetration von 7 verschiedenen Restaurationskombinationen. Optibond FL mit Herculite XRV errangen den zweiten, Z100 allerdings in Verbindung mit Scotchbond Multi Purpose, den fünften Rang [50]. Die Untersuchung erforschte die Total-Etch-Technik gegenüber der selektiven Schmelzätzung mit dem Ergebnis, dass die Penetrationsrate mit dem Total-Etch-Verfahren erheblich abnahm.

Frankenberger konnte dies in seiner Studie 2002 ebenfalls bestätigen. Er fand heraus, dass die ermittelten Randqualitäten (allerdings innerhalb der dritten Generation) von Syntac classic und A.R.T. Bond unter Anwendung der Total-Etch-Technologie signifikant besser waren als ohne das Total-Etch-Verfahren [34].

Ähnliches beschreiben *Ernst et al.* 2004 [29]. Sie untersuchten vier selbstätzende Dentinadhäsive, unter anderem Resulcin AquaPrime+MonoBond, und drei Total-Etch-Adhäsive, unter anderem Optibond FL, mit dem Farbstoffpenetrationstest. Sie zeigten auf,

dass die marginale Integrität signifikant besser bei den Total-Etch-Materialien als bei den selbstätzenden Materialien war.

Andererseits konnten *Hannig M. et al.* für die marginale Integration in Schmelz keine signifikanten Unterschiede zwischen den mit selbstätzenden Primern, unter anderem Resulcin AquaPrime+MonoBond, und den mit Phosphorsäure und einem selbstätzenden Vergleichsadhäsiv vorbehandelten Zähnen zeigen [53]. Der Unterschied zur vorliegenden Untersuchung lag nicht nur an der in unterschiedlichen Zahnhartsubstanzen endenden Präparationsgrenze, sondern auch daran, dass diese angeschrägt wurde. Außerdem wählten die Autoren eine zur Hälfte geringere thermische Belastung von 2500 Zyklen, zusätzlich wurde jedoch auch eine okklusale Druckbelastung durchgeführt.

In der vorliegenden Studie wurden alle Kavitäten gemäß den Anwendungsempfehlungen der Hersteller behandelt. Dementsprechend erhielten die Adhäsive Scotchbond1, Prime&Bond NT und Optibond FL als Säurevorbehandlung eine Ätzung im Sinne eines Total-Etch-Verfahrens. Bei Anwendung des Zweiphasen-Systems Resulcin AquaPrime+MonoBond konnte laut Herstellerempfehlung auf die konventionelle Schmelz-Ätztechnik verzichtet werden.

Obwohl das selbstätzende Haftsystm in der AquaPrime-Komponente ein Phosphorsäure-HEMA-Ester enthält, könnten möglicherweise die Ursachen für das deutlich schlechte Abschneiden in vorliegender Untersuchung im Verzicht auf die Total-Etch-Technik liegen.

Resulcin AquaPrime enthält als selbstätzenden Anteil Phosphorsäure-HEMA-Ester. Die HEMA-Ester der Phosphorsäure scheinen gut für die Konditionierung von Zahnhartsubstanzen und die Dentinhaftung zu sein. *Reinhardt und Rüter* wiesen darauf hin, dass HEMA-Ester der Phosphorsäure seit langem bekannt sind, lange aber nicht als Dentinhaftvermittler vermarktet wurden. Sie synthetisierten den bereits von *Buonocore* beschriebenen Ester erneut, trennten diesen aber analog zu den von ihnen gefundenen Ergebnissen und der Vorgehensweise zu Resulcin AquaPrime+MonoBond von anderen Monomeren und mischten ihn im Verhältnis 1:1 mit Wasser. Sie erhielten sehr hohe Scherwerte von 27,8 MPa und im Gegensatz zu vorliegender Untersuchung sehr gute Ergebnisse der Farbstoffpenetration. Sie konnten an 10 Kavitäten für den Verbund im Dentin und nach 18-monatiger Wasserlagerung keine Farbstoffpenetration finden.

Allerdings weisen sie darauf hin, dass die industrielle Herstellung von Phosphorsäure-HEMA-Estern ein Problem zu sein scheint. Bei der ^{31}P -NMR-Spektroskopie fand sich in den Chargen verschiedener Hersteller unter der gleichen Bezeichnung der Estern ein Gemisch von unterschiedlicher Zusammensetzung [114].

5.1.2 Makroskopische Randanalyse

Für die makroskopische Untersuchung werden vor und nach dem Thermocycling Gipsreplikas von den Zähnen angefertigt. Die Auswertung erfolgt nach der Methode von *Kerschbaum et al.* manuell mit einer Sonde [67]. Da die Adhäsion gerade am dentinbegrenzten Kavitätenboden problematisch ist, wurden nur die zervikalen Flächen der Füllungen bewertet. Die restlichen Füllungssegmente wurden bereits detailliert im Rahmen der Farbstoffpenetrationstest untersucht.

Die Anzahl fehlerhafter Randadaptation steigerte sich nach erfolgter Therowechselbelastung bei allen untersuchten Gruppen. Im Mittel betrug die Anzahl fehlerhafter Ränder aller Gruppen vor Thermobelastung 38,89%, um nach Thermocycling im Mittel 54,17% zu betragen.

An den Replikas der Gruppen B2 (OB FL/XRV) und C2 (RES/XRV) wurde mit 33,33% die geringste Rate an fehlerhaften Rändern vor Thermowechselbelastung erreicht. Die Materialkombination der Gruppe B2 (OB FL/XRV) wies mit 44,45% auch die besten Ergebnisse nach erfolgtem Thermocycling. Den größten Anteil von fehlerhaften Kavitätenrändern erreichte die Gruppe B1 (OB FL/RVLT) mit 50% vor und zusammen mit der Gruppe C1 (RES/RVLC) 61,11% nach der Temperaturbelastung.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der makroskopischen Randanalyse und der Farbstoffuntersuchung miteinander verglichen werden. Da der Farbstoffpenetrationstest erst nach 5000 Zyklen Thermobelastung durchgeführt wurde, betrachten wir nur die Anzahl der fehlerhaften Kavitätenränder nach erfolgtem Thermocycling. Zum Vergleich der Adaptation am gingivalen Rand werden nur die Mittelwerte der Penetration an zervikalen Füllungsrändern herangezogen.

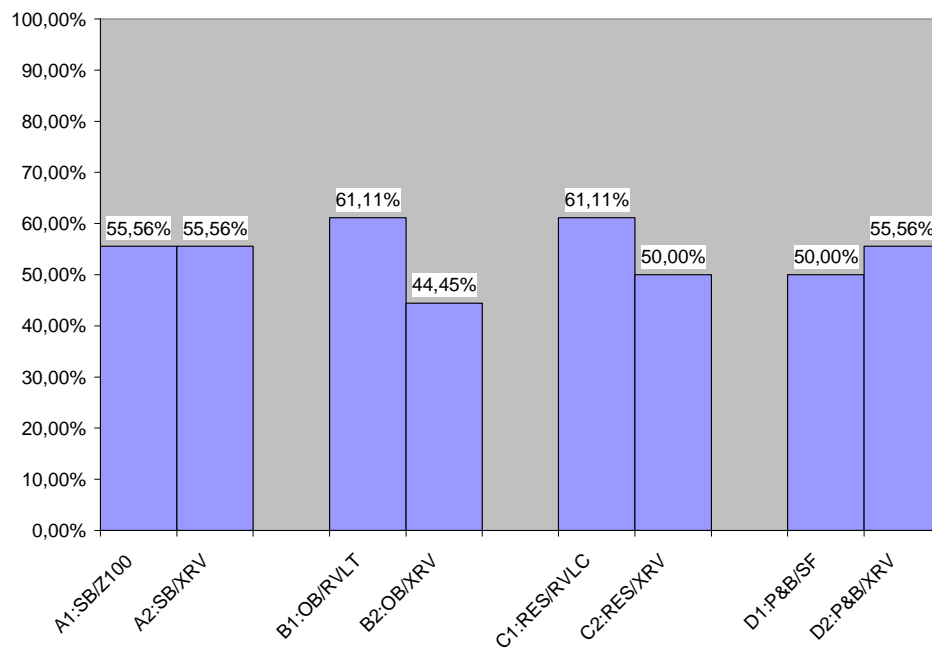


Abbildung 42: fehlerhafte Randadaptation am gingivalen Rand nach Thermocycling

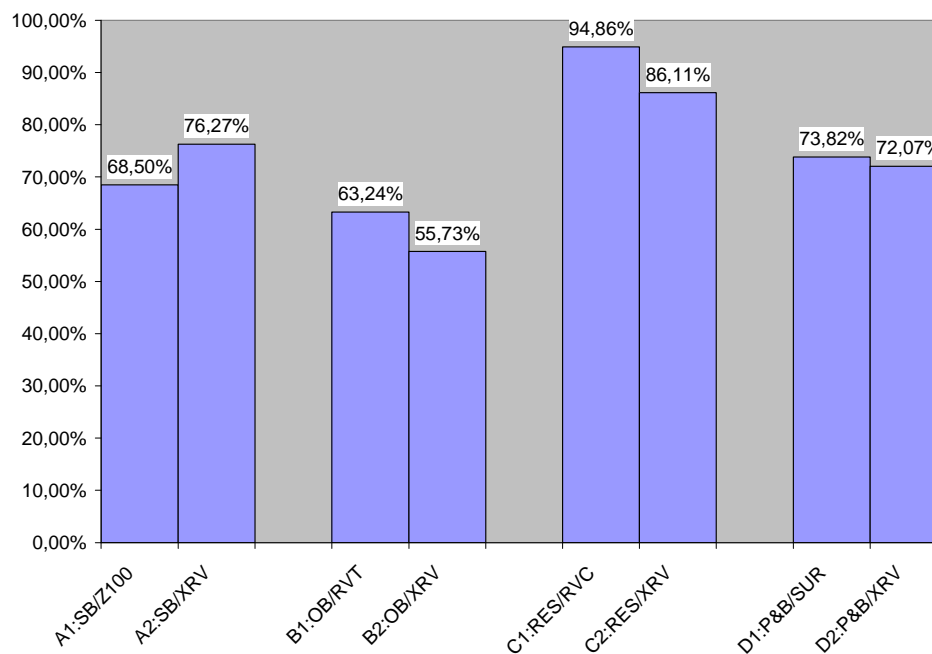


Abbildung 43: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand

Aus den Abbildungen 43 und 44 ist ersichtlich, dass die Prozentwerte der Farbstoffuntersuchung deutlich über denen der makroskopischen Randanalyse liegen.

Von der Aufteilung der Ergebnisse fällt auf, dass sich die Gruppe C, die das Adhäsiv Resulcin AquaPrime+MonoBond repräsentiert, in der makroskopischen Randuntersuchung nicht wesentlich von den anderen Gruppen unterscheidet.

In der Penetrationsuntersuchung weist sie jedoch die mit Abstand schlechtesten Ergebnisse auf.

Weiterhin kann man feststellen, dass in den Gruppen B und C in beiden Untersuchungen die schlechtere Untergruppe die systemkonforme Untergruppe 1 ist.

Bei der Gruppe D verhalten sich die Ergebnisse der beiden Untersuchungsarten nicht analog. In der makroskopischen Untersuchung erzielte die systemkonforme Untergruppe des Adhäsivs Prime & Bond NT bessere Werte, als die nicht systemkonforme Untergruppe. Bei der Penetrationsuntersuchung verhalten sich die Untergruppen konträr.

Gruppe A mit dem Vertreter Scotchbond 1 weist als einzige bessere Penetrationswerte in der nicht systemkonformen Untergruppe. Bei der makroskopischen Untersuchung war kein Unterschied zwischen den Untergruppen feststellbar.

Die deutlich schlechteren Ergebnisse der Farbstoffuntersuchung gegenüber der makroskopischen Randanalyse könnten mit der Ausarbeitung der Füllungen zusammenhängen. Durch die Ausarbeitung entsteht ein Materialabrieb, durch welchen eventuell gebildete Spalten aufgefüllt werden können. In der makroskopischen Betrachtung erscheinen die Ränder besser, als anhand der genaueren Penetrationsuntersuchung.

Blunck et al. untersuchten die Hydrolysebeständigkeit von Dentinadhäsiven nach einjähriger Wasserlagerung. Sie fanden heraus, dass die Materialkombination Optibond FL/ Herculite XRV mit 90-95% „kontinuierlicher Rand“ (Rand war nicht oder kaum erkennbar) signifikant höhere Anteile der Randqualität aufweist als alle anderen getesteten korrespondierenden Kombinationen. Der Grund könnte in der dickeren Schicht des gefüllten Adhäsivs von Optibond FL liegen, die selbst nach einjähriger Wasserlagerung als elastisches Band zum Auffangen der bei der thermischen Wechselbelastung auftretenden Kräfte zu wirken scheint [7].

Swift et al. haben ebenfalls signifikant bessere Randverhältnisse an Füllungen ermittelt, die unter Verwendung gefüllter Adhäsive (Clearfill Liner Bond 2 und Optibond FL) gelegt wurden, im Vergleich zu ungefüllten Adhäsiven [137].

5.1.3 Stärke der Approximalkontakte

Die Approximalkontakte wiesen vor und nach der Temperaturwechselbelastung keinen Unterschied auf. In der Gruppe D1 (Prime&Bond/ Surefil) war immer ein Kontaktpunkt vorhanden. Die Gruppe B1 (Optibond FL/ Revolution) erreichte jedoch nur in 58,33% der Fälle einen Approximalkontakt. Die restlichen Materialkombinationen wiesen mit Werten zwischen 83,33% und 91,67% relativ hohe Prozentzahlen an Approximalkontakten.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich erkennen, dass die Stärke eines Kontaktpunktes von dem verwendeten Restaurationsmaterial abhängt, und nicht vom verwendeten Dentinhaftevermittler. Die Gruppen B1 und B2 wurden beide mit dem Adhäsiv Optibond FL behandelt, trotzdem weisen sie einen Unterschied auf. Vor allem wirkt sich die Viskosität eines Komposit entscheidend auf die Möglichkeit der Kontaktpunktgestaltung aus. Die Gruppe D1, die die besten Ergebnisse erreicht hat wurde mit dem höher viskösen, stopfbaren Komposit behandelt, die Gruppe B1 dagegen mit dem fließfähigen Komposit Revolution. Die übrigen Gruppen wurden mit herkömmlichen Hybridkompositen behandelt, welche ebenfalls eine relativ hohe Viskosität besitzen.

Zur Gestaltung eines Approximalkontaktes bei Klasse-II-Kavitäten ist eine Matrize notwendig [19]. Man unterscheidet Kunststoff- von Metallmatrizen. Die Kunststoffmatrizen („Lichtmatrizen“) sind dicker als Metallmatrizen, bei ihrer Benutzung muss eine größere Schichtstärke kompensiert werden [57].

Damit die Schrumpfungsvektoren bei der Polymerisation zum zervikalen Füllungsrand weisen, wurde von *Krejci* die Kombination von Kunststoffmatrize und Leuchtkeilen empfohlen [73]. Da diese Matrizen jedoch nicht verformbar und relativ dick sind, ist es oft schwierig einen ausreichend starken und bauchigen Approximalkontakt zu erhalten. Metallmatrizen sind in dieser Beziehung wesentlich einfacher zu handhaben. Einige Autoren erzielten mit Metallmatrizen bessere Werte der Randadaptation als mit Kunststoffmatrizen [18,94]. Metallmatrizen dagegen sind relativ dünn, verformbar und leichter in den Interdentalraum einzuführen. Nachteilig ist jedoch die mangelnde Transparenz, die die Durchhärtung tieferer Füllungsschichten erschwert [117].

In der Regel wird die Stärke eines Approximalkontakte in-vivo mit Hilfe einer Zahnseide überprüft, die über den Kontakt in den Interdentalraum eingeführt wird. Sie sollte mit einem „Schnappen“ den Approximalkontakt überwinden. Kann die Zahnseide nur mit Anstrengung oder gar nicht den Kontakt überwinden, so ist der Approximalkontakt zu stark, fehlt das „Schnappen“, ist er zu schwach. Beides ist für die parodontale Gesundheit des Zahnes von

Nachteil. Im ersten Fall wird die Interdentalhygiene mit der Zahnseide erschwert oder unmöglich und im zweiten Fall ist die Schutzfunktion des Approximalkontaktes, Vermeidung der Speiseimpaktion, nicht ausreichend gewährleistet [21].

Es gibt mehrere Möglichkeiten die Stärke eines Approximalkontaktes zu verifizieren. Die Messung mit der Zahnseide ist jedoch aufgrund des unterschiedlichen Aufbaus und Gleitverhalten der verschiedenen Produkte für eine objektive Bestimmung nicht geeignet [20]. Das Einbringen eines Streifens definierter Dicke in den Bereich des Approximalkontaktes und die Bestimmung der Zugkräfte, die beim Entfernen des gleichen entstehen, ist eine bessere Möglichkeit der Kontaktpunktbestimmung [133].

Da die Messung der Zugkräfte in-vivo nicht praktikabel ist, wurde in der vorliegenden Untersuchung ein Metallmatrizenband definierter Stärke unter dem Kriterium Kontakt vorhanden oder nicht vorhanden, anlehnend an die intraorale Situation, zur Kontaktpunktebestimmung verwendet.

In Anlehnung der Ergebnisse von *Frank* und *Kenzel* wurden die vorhandenen Kavitäten mit Hilfe von Metallmatrizen und der Schalenteknik gefüllt [32,66].

5.1.4 Haftfestigkeit

Die Messung der Haftfestigkeit gehört zu den Standardverfahren der In-vitro-Evaluation von Dentinadhäsiven. Dazu dienen die Scher- und Zuguntersuchungen wie auch der von *Haller* initiierte und von *Krämer* konisch modifizierte Dentinausstoßversuch [48,70,85].

Manhart et al. beschreiben dass keine eindeutige Korrelation zwischen der marginalen Adaptation und der Haftfestigkeit besteht. Bei nur minimaler Tiefenausdehnung der Randundichtigkeit, auch wenn sie große Anteile der Füllungszirkumferenz umfassen, ist der Effekt auf die Haftfestigkeit minimal. Zu negativen Auswirkungen auf die Haftfestigkeit kommt es erst, wenn sich die Randspalten weiter in die Tiefe fortpflanzen. Sie konnten in ihrer Untersuchung keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen der marginalen Adaptation und der Haftfestigkeit ermitteln [85].

Haller et al. untersuchten die Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern und fanden heraus dass die „One Bottle Bonds“ derzeit noch nicht die Wirksamkeit von den Mehrkomponenten-Adhäsiven erreichen [47].

Für die Langlebigkeit der Füllung wären eine gute Randqualität und eine hohe Haftfestigkeit optimal. Für die Beurteilung in-vivo ist jedoch die Randqualität wichtiger und

aussagekräftiger. Deshalb wurde zum Vorteil der Randuntersuchung in vorliegender Studie auf den Haftfestigkeitsversuch verzichtet.

5.1.5 REM

Die Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop gehört zu morphologischen Untersuchungsmethoden. Sie hat sich zur Analyse von adhäsiven Restaurationen bewährt [36,47,50]. Ihr Vorteil liegt in der präzisen und hoch aufgelösten Darstellbarkeit der Proben.

Der Nachteil der Methode ist jedoch die Einbettung der Replikas im Raster; je nachdem in welchem Winkel dies geschieht ist es schwierig die Imperfektion des Füllungsrandes überhaupt zu treffen.

Durch die Ermüdung des Thermocyclings kommt es oft auch nach einer initial guten marginalen Adaption zur Bildung von Randspalten, die in der rasterelektronenmikroskopischen Evaluation nur an der Füllungsoberfläche detektiert werden können und deren Tiefenausdehnung mit dieser Methode nicht beurteilt werden kann [85].

Auch *Kostka* weist darauf hin, dass bei der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung mit 200-facher Vergrößerung, der Erkennbarkeit feinsten Kontinuitätstrennungen Grenzen gesetzt sind und so ein beträchtlicher Anteil an Randspalten übersehen werden kann [69].

Die in der vorliegenden Untersuchung angewandte makroskopische Untersuchung mittels Gipsreplikas verbindet mit der REM-Methode der Vorteil der Reproduzierbarkeit. Die Proben sind jedoch nicht so präzise und groß darstellbar und beurteilbar. Die relativ simple Durchführung mittels zahnärztlicher Sonde simuliert jedoch sehr gut die Beurteilung der Ränder in-vivo und bringt klinisch relevante Ergebnisse

Bei zirkulär schmelzbegrenzten Klasse-II-Kavitäten konnten in zahlreichen In-vitro-Studien, auch unter Belastungsbedingung, akzeptable Kompositfüllungen erzielt werden [51,136]. Das Adhäsivsystem Resulcin AquaPrime+MonoBond erreichte in der Studie von *Hannig M. et al.* an schmelzbegrenzten Klasse-II-Kavitäten nach thermischer Wechselbelastung sowie okklusaler Druckbelastung, 92% perfekter Ränder [53]. Nach wie vor besteht jedoch das Problem in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten randspaltfreie Füllungen zu erreichen [52,125]. Das gleiche System schnitt in vorliegender Studie sehr negativ ab. Mit durchschnittlichen Farbstoffpenetrationswerten um ca. 80% erreichte das Adhäsiv durchweg schlechteste Ergebnisse.

5.2 Diskussion von Material und Methode

5.2.1 In-vitro-Untersuchung

Zur Beurteilung der Randqualität von Restaurationen stehen im Allgemeinen zwei Methoden zur Verfügung. Man unterscheidet funktionelle (Penetrationstests, bakteriologische Tests, Erzeugung artifizieller Karies, elektrochemische Tests) von morphologischen Methoden (visuelle und taktile klinische Beurteilung, quantitative Randanalyse). Die Interpretation dieser Verfahren gilt als problematisch, da sie methodische Defizite aufweisen [119].

Die morphologischen Tests haben den Vorteil gegenüber den funktionellen, dass keine Zerstörung oder Veränderung des Untersuchungsguts erforderlich ist. So eignen sie sich für In-vivo- als auch für In-vitro-Untersuchungen sowie Verlaufsstudien.

In zahlreichen In-vitro-Studien wird das Randschlussverhalten mittels Randspaltanalysen (Farbpenetration, REM- Beurteilung) sowie Haftwertbestimmungen untersucht [7,36,47,145]. Sie eignen sich zwar gut um die Vielzahl der Materialien in Vergleichstests zu kategorisieren, sollten bei kleinen Unterschieden dennoch nicht zur Überinterpretation führen.

Schon kleine Differenzen im biologischen Untersuchungsgut (Sklerosierung) sowie im Materialhandling (Einwirkzeiten, Schichtstärken) können teilweise zu großen Abweichungen der Ergebnisse führen. Resultate von In-vitro-Untersuchungen sind nie unmittelbar auf die klinische Situation übertragbar. Sie ermöglichen nur eine relative Einschätzung und geben einen Anhalt für die Beurteilung des Randschlussverhaltens von Füllungen [51].

In vorliegender Studie wurde trotzdem versucht die klinische Situation weitestgehend zu imitieren. Zur Simulation klinischer Gegebenheiten bei der Kavitätenpräparation und der Füllungslegung, –politur und –ausarbeitung, kam ein Sockelsystem zum Einsatz, in dem die Zähne im Approximalkontakt zu Nachbarzähnen eingebettet werden konnten. So wurde die Stellung der Zähne in situ nachgeahmt.

Bei Versuchsaufbauten gilt es die Fehlermöglichkeiten zu minimieren. In vorliegender Untersuchung wurde in jedem einzelnen Zwischenschritt versucht mögliche Fehlerquellen auf das Geringste zu reduzieren.

Eine Standardisierung der Versuchsbedingungen ist eine Hauptvoraussetzung für die Vergleichbarkeit der gewonnenen Resultate. Die Internationale Organisation für Standardisierung (ISO) erarbeitete Richtlinien für die Bewertung von adhäsiven Dentalmaterialien [60]. Um die Vergleichbarkeit der Studien zu gewährleisten, sollten künftige Untersuchungen diesen Richtlinien entsprechend durchgeführt werden.

5.2.2 Versuchszähne

Für diese Untersuchung wurden 72 kariesfreie menschliche Molaren der zweiten Dentition verwendet. Im Gegensatz zu künstlichen Zähnen besitzen die natürlichen Zähne als biologisches Gut eine Abweichung in der Größe, Struktur und der Morphologie. Dentinsklerosierung z.B. stellt einen physiologischen Alterungsprozess dar und ist durch eine Verdickung des peritubulären Dentins und der zum Teil vollständigen Obliteration der Dentinkanälchen, infolge einer Anlagerung von peritubulärem oder intratubulärem Dentin, gekennzeichnet [130]. Sklerosiertes Dentin ist weniger säurelöslich als unverändertes Dentin und weist demzufolge in Bezug auf die Anwendung der Dentinadhäsive geringere Haftwerte auf als normal strukturiertes Dentin [57]. Um solche Fehlermöglichkeiten zu verteilen wurden die Zähne zufällig und willkürlich auf acht Gruppen zugeordnet.

Es wurden Zähne menschlicher Herkunft verwendet, da diese im Vergleich zu Rinderzähnen ein anderes Haftmuster besitzen, die nicht der klinischen Realität entsprechen [116].

Spielmann und *Kuhn* untersuchten bovine Molaren und Frontzähne auf ihre Eignung als Ersatz zu humanen Zähnen. Sie fanden heraus, dass Dentin boviner Molaren strukturell nicht mit humanem Dentin zu vergleichen ist und die Permeabilität des Dentins boviner Frontzähne signifikant geringer als humanes Frontzahndentin ist [75,134].

Die Forderung der Verwendung menschlicher Zähne wurde auch von anderen Autoren bestätigt [135].

Bei Versuchsreihen mit extrahierten Zähnen kommt es unabdingbar zu verschiedenen Extraktions- und Lagerungszeiten. In einer Untersuchung zur marginalen Adaptation von Kompositmaterialien konnte kein signifikanter Einfluss bezüglich des Extraktionspunktes und der Lagerung festgestellt werden [6]. Auch in vorliegender Untersuchung verging eine unterschiedliche, unbekannte Zeitspanne zwischen dem Moment der Extraktion bis zur Bearbeitung der Zähne. In dieser Zeit wurden die Zähne in 0,1%iger Thymollösung gelagert. Nach der Modellherstellung in den Sockelformern und bis zur Auswertung der Sägeschnitte wurden die Zähne zum Schutz vorm Austrocknen in wassergetränkten feuchten Tüchern aufbewahrt.

Mit zunehmender Kavitätentiefe nimmt der Anteil an Hartsubstanz zwischen Pulpa und Kavität ab und die Dentinpermeabilität steigt. Dies kann die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven beeinflussen [139]. Bei neueren Dentinhaftvermittlern ist jedoch kein

bedeutender Einfluß der Restdentinstärke auf die Adhäsion zu erwarten [13]. Zur Vereinheitlichung der verbleibenden Dentinstärke zur Pulpa wurden in der vorliegenden Untersuchung, neben der standardisierten Kavitätengröße, Molaren möglichst gleicher Größe ausgewählt.

5.2.3 Kavitätenpräparation

Bei Kompositfüllungen kann auf eine makromechanische Retentions- und Widerstandsform verzichtet werden [11]. Die Kavitäten mit abgerundeten Ecken sollen eine bessere marginale Adaptation als Kavitäten mit rechtwinkligen Ecken liefern [23]. Die Präparation erfolgte aus diesem Zweck mit abgerundeten zylindrischen Diamanten.

Die Kavitäten der Zähne wurden so präpariert, dass stets zum Nachbarzahn ein Approximalkontakt mit der Füllung aufgebaut werden musste.

Es wurden zwei ultrakonservative je eine mo- und eine do-Kavität unter vollständiger Auflösung der Approximalkontakte präpariert. Auch auf diese Weise wurde die schwierige klinische Gegebenheit, in diesem Fall die approximale Auflösung ohne Anpräparieren des Nachbarzahn, simuliert. Die Ausdehnung der Kavitäten war wie in 3.3.2. beschrieben standardisiert. Der zervikale Präparationsrand lag ca. 1mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze. Dies wurde einerseits mit Sichtkontrolle überprüft, andererseits wurden die standardisierten Kavitätenausdehnungen mit einem Parodontometer nachgemessen. Die schon genannten Unterschiede in der Zahnanatomie und das Handling des Behandlers können minimale Unterschiede in der Ausdehnung der einzelnen Kavitäten verursacht haben.

5.2.4 Kompositschichtung und Polymerisation

Die Polymerisationsschrumpfung von Kompositen wirkt der Herstellung randspaltfreier Füllungen entgegen [105].

Um das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung zu verringern, hat sich die schichtweise Applikation des Kompositmaterials bewährt. Hierdurch kompensiert jeweils die nachfolgende Schicht die Schrumpfung der vorausgegangener [25,58]. Diese so genannte Inkrementtechnik, steht im Gegensatz zur „bulk-placement“- Technik, bei der die Kavität mit nur einer Portion Komposit gefüllt wird. Die Verbindung einzelner Inkremente miteinander wird durch eine Schicht geringerer Monomerkonversion an der Kompositoberfläche ermöglicht. Durch den Luftsauerstoff wird die Polymerisation oberflächlich inhibiert [120].

Um eine ausreichende Aushärtung zu gewährleisten, sollte die Dicke der einzelnen Schicht höchstens 2 mm betragen [55].

Kenzel und *Frank* haben die Schichttechnik im Vergleich zur Schalentechnik, die in der Abteilung für Zahnerhaltung des Zentrums für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde in Frankfurt am Main verwendet wird, untersucht. Bei dieser Schalentechnik wird im Unterschied zu der hier angewandten Schalentechnik nach Hansen, der Raum zwischen der Schale und der pulpoaxialen Wand nur mit horizontalen Schichten ausgefüllt, die keilförmige Schicht zwischen der pulpoaxialen Wand und dem zervikalen Kavitätenboden fehlt. Sie fanden heraus, dass die Schalentechnik der Schichttechnik in schmelzbegrenzten Kavitäten überlegen ist, der Grad der Penetration im Dentin eher unabhängig von der gewählten Schichttechnik ist [32,66,138].

In der vorliegenden Untersuchung wurde die modifizierte Schichttechnik nach Hansen verwendet, diese trägt zu einer Verkleinerung des C-Faktors (configuration factor = gebundene/freie Kompositoberfläche) und somit auch zur Verminderung des zervikalen Randspaltes bei.

Da eine Variation der Polymerisationszeit möglicherweise einen signifikanten Einfluss auf die Dentinhaftung besitzt wurden die Schichten einheitlich für je 40 Sekunden lichtgehärtet, und die Schichtdicke auf 1,5 mm festgelegt [28].

Vor allem beim Füllen der Kavitäten können Fehler auftreten, denn jede einzelne Füllung ist trotz Einhaltung identischer Applikationstechnik, individuell unterschiedlich.

Die Polymerisationsschrumpfung zeigt einen Vektor in Richtung der Lichtquelle. Krejci empfiehlt deshalb ein Lichthärteverfahren mit Leuchtkeilen, um auch zervikal eine möglichst gute marginale Adaptation zu erzielen [74]. Nach dem Entfernen der Holzkeile und der Matrize wurde ein Leuchtkeil in den Approximalraum appliziert und die fertiggelegte Füllung nochmals von vestibulär und oral für jeweils 40 sec. nachpolymerisiert.

M. Gente beschreibt, dass die ungünstigste Richtung der Erstbelichtung, die Bestrahlung der freien Kompositoberfläche ist. Er empfiehlt das Benutzen von Lichtleitern in Form von dünnen Inserts, die in das noch plastische Komposit eingebracht werden. Über solche Licht-Inserts wird das Komposit in der Kavität bestrahlt. Dabei polymerisieren und schrumpfen zunächst insertnahe Kompositbereiche, während die peripheren Anteile der Füllung noch plastisches Komposit aufweisen. Dieses kann nachfließen und den Schrumpf kompensieren [44].

Diese Technik wurde in der vorliegenden Studie nicht angewandt. Im Gegensatz zu dem o. g. Vorteil, birgt das Benutzen von Inserts eine Reihe von Nachteilen. Das Handling der meist silanisierten Inserts ist knifflig und zeitaufwändig. Die Starter-Kits und die passenden Präparationsaufsätze sind kostspielig und die Passgenauigkeit zwischen den Inserts und der Instrumente nicht konstant gewährleistet. Ein weiterer Nachteil betrifft die ausgeprägten überschüssigen Pressfahnen vom fließfähigen Komposit im approximalen Bereich.

5.2.5 Ausarbeitung und Politur

Nach dem Legen der Füllungen wurde auf die letzte Schicht das Air-Block-Gel aufgetragen, welches die Inhibition des Sauerstoffs in den Komposit verhindert. Somit konnte ein überschussfreies Arbeiten gewährleistet werden und bei der Ausarbeitung musste nicht die ansonsten entstandene Sauerstoffinhibitionsschicht entfernt werden.

Die grobe Ausarbeitung erfolgte zunächst unter ständiger Wasserkühlung okklusal und an den zugänglichen approximalen Flanken mit Hartmetallfinierern und Arkansassteinchen. Dann wurden die Approximalflächen zusätzlich mit Finierstreifen abnehmbarer Körnung bearbeitet. Zuletzt folgte die Politur mit Silikonpolierern.

Die Ausarbeitung und Politur erfolgte mit dem Ziel, einen kontinuierlichen Übergang zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz zu erreichen. Dabei stellten sich bei der Zähnen in der Nachbarzahnsimulationseinheit die gleichen Probleme wie bei In-vivo-Verhältnissen dar. Gerade an dem schwer zugänglichen approximalen Raum traten ähnliche Schwierigkeiten wie in der klinischen Situation. Ohne das Benutzen von Finierstreifen ist die proximale Ausarbeitung aufgrund anatomieähnlicher Interdentalräume nicht gründlich durchführbar gewesen.

5.2.6 Thermocycling

Alle Zähne wurden einer Temperaturwechselbelastung unterzogen. Sie dient dazu unterschiedliche Temperatureinflüsse, die im Laufe der Jahre innerhalb der Mundhöhle stattfinden, nachzuahmen. Einige Autoren fanden keinen Einfluss von thermischen Wechselbelastungen auf die Farbstoffpenetration an Füllungsändern [24,158]. Andere

Untersuchungen zeigen jedoch, dass diese Vorgehensweise durchaus zur Nachahmung der natürlichen Alterung im Mundmilieu geeignet ist [10,17].

In der Literatur tauchen die unterschiedlichsten Grad- ($8^{\circ}\text{C}/48^{\circ}\text{C}$, $5^{\circ}\text{C}/55^{\circ}\text{C}$, $6^{\circ}\text{C}/60^{\circ}\text{C}$) und Zyklenzahlen (500, 1000, 2500) auf [43,63,77,90,103].

Auch hier gibt es ISO-Richtlinien zur Standardisierung der Versuchsbedingungen, in diesem Falle sollen die Proben für 500 Zyklen, bei Temperaturen zwischen 5°C und 55°C , bei einer Eintauchzeit von 20 sec und einer Transferzeit von 5-10 sec belastet werden [60].

In vorliegender Untersuchung wurden die Richtlinien bezüglich der Zyklenanzahl, zugunsten der härteren Belastung nicht eingehalten. Die Proben wurden einer 10fach höheren Zyklenbelastung (5000x), bei Temperaturen von 5°C und 55°C unterworfen.

6 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie wurde die Randdichtigkeit von systemkonformen im Vergleich zu nicht systemkonformen Materialkombinationen mittels Farbstoffpenetration und Gipsreplikas untersucht. Ferner wurde die Möglichkeit der Approximalpunktgestaltung geprüft.

Die 72 Zähne wurden zum Aufbau von Approximalkontakten in eine spezielle Halterung montiert. Um eine möglichst klinisch nahe Situation nachzuahmen, wurden die Zähne in einem Spezialsilikon eingebettet. Dies ermöglichte eine gewisse horizontale Flexibilität der Proben, ähnlich der physiologischen Eigenbeweglichkeit und eine Separierung der Zähne durch die Wirkung des Holzkeiles. Die Füllungen wurden unter Zuhilfenahme von Metallmatrizen und Holzkeilen in 144 ultrakonservative Klasse-II-Kavitäten, mit der zervikalen Grenze im Dentin, gelegt. Sie wurden in Anlehnung an die Schalenteknik nach Hansen appliziert. Das Auftragen der Dentinhaftvermittler erfolgte streng nach Herstellerangaben.

Nach Abnahme der Matrize wurde ein Leuchtkeil in den Interdentalraum angebracht und die Füllung von oral und vestibulär mit Licht nachgehärtet. Nach erfolgter Ausarbeitung und Politur wurden die Zähne einer Temperaturwechselbelastung von 5000 Zyklen zwischen 5° und 55° unterworfen.

Die Untersuchung der Randdichtigkeit wurde mittels Farbstoffpenetration nach thermischer Belastung durchgeführt. Die makroskopische Untersuchung der Randadaptation an Gipsreplikas und die Approximalpunktüberprüfung erfolgten vor und nach Temperaturwechselbelastung.

Gruppe	Untergruppe	Material-kombinat.	Mittelwert	Signif. zw. 1 und 2
A	A1	SB 1/Z100	55,02%	nein
	A2	SB 1/XRV	56,14%	nein
B	B1	OB FL/RVLT	46,39%	ja
	B2	OB FL/XRV	38,42%	ja
C	C1	RES/RVLC	86,81%	ja
	C2	RES/XRV	78,10%	ja
D	D1	P&B/SF	48,99%	nein
	D2	P&B/XRV	51,30%	nein

Tabelle 24: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in direktem Vergleich

Den geringsten Penetrationswert von 38,42% erreichte die nicht systemkonforme Materialkombination B2, den höchsten Penetrationswert hingegen wies die systemkonforme Verbindung C1 mit 86,81% auf.

Eine gesonderte Betrachtung gilt der Untergruppe B2. Diese wurde mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV gefüllt und ist somit als nicht systemkonform einzustufen. Das hierbei verwendete Adhäsiv Optibond FL und das Vergleichskomposit stammen von dem gleichen Hersteller. Aufgrund dessen kann man die Kombination B2 ebenfalls als systemkonforme Verbindung betrachten, die sich signifikant zur Materialkombination B1 unterscheidet.

Gemeinsam sind die Verbindungen B1 und B2, in B zusammengefasst, mit dem geringsten Penetrationswert signifikant besser in der Gegenüberstellung mit den anderen Gruppen (siehe Abbildung 16 und Tabelle 5).

Allerdings wurde innerhalb der Gruppen ein signifikanter Unterschied nur in B und C festgestellt. Hierbei erlangten, entgegen der Herstelleraussagen, die nicht systemkonformen Verbindungen den geringeren Penetrationswert im Vergleich zu den systemkonformen Kombinationen.

Diese Erkenntnis lässt den Schluss zu, dass die Systemzugehörigkeit der verwendeten Materialien unerheblich auf den Grad der Penetration ist, vielmehr ist die Randdichtigkeit einer Restauration alleine vom verwendeten Dentinhaftvermittler abhängig.

7 Anhang

Probe	Sb 1 Z100 1.Schnitt approx.			Sb 1 Z100 1.Schnitt pulpal			Sb 1 Z100 2.Schnitt approx.			Sb 1 Z100 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	76,25%	70,07%	55,90%	75,00%	66,67%	47,47%	64,45%	55,68%	40,91%	49,28%	40,66%	27,33%
2	77,33%	44,74%	100,00%	81,84%	42,68%	100,00%	62,55%	40,16%	81,51%	55,62%	38,05%	77,28%
3	53,08%	50,64%	100,00%	61,32%	46,91%	90,17%	48,76%	43,06%	90,53%	35,60%	40,91%	86,36%
4	35,27%	58,91%	51,50%	32,36%	26,43%	18,61%	15,51%	26,96%	0,00%	0,00%	/	0,00%
5	75,83%	74,13%	100,00%	69,33%	68,26%	100,00%	59,27%	65,66%	100,00%	58,99%	47,74%	100,00%
6	85,43%	100,00%	83,13%	82,81%	100,00%	78,59%	56,22%	100,00%	66,79%	/	100,00%	70,73%
7	60,31%	46,06%	71,46%	63,87%	36,85%	65,22%	58,39%	45,54%	59,32%	44,09%	36,31%	55,90%
8	54,68%	61,28%	100,00%	48,11%	63,57%	100,00%	41,77%	57,42%	81,24%	44,43%	58,48%	75,58%
9	68,99%	89,43%	100,00%	65,11%	74,56%	100,00%	63,93%	57,72%	100,00%	66,22%	/	100,00%
10	47,37%	52,55%	21,95%	37,77%	33,37%	18,90%	24,34%	40,46%	0,00%	/	27,56%	0,00%
11	62,50%	60,69%	100,00%	61,41%	66,51%	100,00%	65,91%	65,30%	100,00%	59,96%	67,30%	100,00%
12	54,67%	46,11%	100,00%	48,27%	38,93%	100,00%	47,97%	44,49%	74,77%	41,28%	43,74%	65,45%
13	65,84%	39,46%	43,39%	59,35%	39,91%	47,39%	52,48%	32,03%	35,34%	47,71%	38,24%	/
14	51,88%	60,73%	100,00%	49,17%	52,58%	100,00%	53,00%	49,11%	100,00%	51,74%	37,80%	100,00%
15	49,43%	25,89%	35,39%	54,05%	22,71%	33,27%	70,10%	11,04%	29,52%	43,02%	0,00%	/
16	54,47%	57,41%	100,00%	50,09%	52,20%	41,37%	0,00%	60,75%	39,94%	0,00%	24,85%	34,95%
17	60,81%	37,67%	100,00%	58,22%	41,53%	100,00%	14,34%	9,16%	80,20%	9,40%	0,00%	78,86%
18	16,34%	0,00%	54,26%	17,27%	0,00%	31,97%	13,64%	7,46%	27,39%	9,06%	0,00%	25,45%

Probe	Sb 1 XRV 1.Schnitt approx.			Sb 1 XRV 1.Schnitt pulpal			Sb 1 XRV 2.Schnitt approx.			Sb 1 XRV 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	43,11%	42,18%	100,00%	41,76%	37,98%	100,00%	45,44%	19,04%	100,00%	0,00%	0,00%	81,30%
2	84,76%	61,46%	100,00%	85,37%	56,20%	100,00%	66,87%	50,55%	100,00%	55,29%	39,59%	100,00%
3	62,33%	86,22%	76,51%	37,00%	20,90%	70,87%	62,92%	30,31%	63,73%	/	0,00%	61,04%
4	42,30%	30,31%	100,00%	45,38%	25,22%	100,00%	0,00%	0,00%	80,40%	0,00%	/	73,44%
5	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
6	63,26%	77,53%	100,00%	62,42%	53,85%	100,00%	37,21%	53,39%	100,00%	36,89%	48,73%	100,00%
7	16,64%	18,29%	37,22%	12,30%	9,22%	34,91%	3,37%	0,00%	19,84%	0,00%	0,00%	/
8	11,20%	19,19%	54,65%	9,04%	24,27%	46,12%	0,00%	16,15%	38,02%	0,00%	9,26%	27,49%
9	62,50%	41,76%	100,00%	56,60%	62,57%	100,00%	50,68%	39,15%	89,75%	32,68%	39,25%	79,39%
10	27,01%	20,68%	30,33%	17,67%	16,56%	22,47%	0,00%	8,81%	23,28%	0,00%	0,00%	15,29%
11	100,00%	47,31%	100,00%	100,00%	24,89%	100,00%	55,29%	25,16%	100,00%	45,17%	22,78%	100,00%
12	72,09%	37,94%	71,98%	66,94%	39,50%	66,67%	63,51%	38,63%	53,05%	77,00%	/	55,49%
13	76,08%	71,77%	98,02%	71,69%	75,85%	89,74%	69,18%	70,22%	86,85%	58,62%	70,00%	80,97%
14	4,78%	20,18%	20,31%	2,36%	30,78%	12,81%	0,00%	11,10%	5,20%	0,00%	6,03%	5,06%
15	56,19%	99,44%	100,00%	54,01%	74,06%	100,00%	43,40%	75,96%	100,00%	28,28%	56,19%	100,00%
16	93,31%	100,00%	100,00%	82,70%	100,00%	100,00%	71,63%	100,00%	100,00%	79,79%	100,00%	100,00%
17	23,95%	48,03%	75,39%	22,93%	47,53%	76,08%	21,58%	44,48%	75,34%	0,00%	39,21%	/
18	33,47%	100,00%	100,00%	24,28%	96,94%	93,63%	69,29%	88,82%	76,15%	/	90,24%	70,27%

Probe	Ob Revolut. 1.Schnitt approx.			Ob Revolut. 1.Schnitt pulpal			Ob Revolut. 2.Schnitt approx.			Ob Revolut. 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	44,29%	28,34%	88,25%	46,60%	23,66%	84,36%	40,75%	28,49%	82,74%	10,25%	34,99%	77,36%
2	38,55%	46,33%	100,00%	34,21%	41,35%	100,00%	25,54%	45,01%	100,00%	17,15%	47,39%	82,31%
3	49,36%	100,00%	67,14%	46,53%	100,00%	64,25%	37,64%	69,36%	69,25%	42,22%	54,12%	64,23%
4	100,00%	36,97%	56,54%	87,16%	21,14%	52,47%	53,76%	5,25%	50,36%	/	0,00%	50,74%
5	29,00%	45,00%	52,11%	24,31%	36,45%	49,25%	6,03%	29,24%	54,78%	/	25,21%	39,25%
6	39,33%	41,21%	100,00%	13,37%	34,22%	78,25%	0,00%	27,13%	54,35%	0,00%	21,34%	/
7	19,15%	61,34%	42,74%	20,45%	52,43%	45,28%	23,27%	28,31%	46,25%	22,22%	19,31%	42,21%
8	40,25%	37,12%	51,26%	43,21%	34,16%	49,32%	39,81%	38,20%	45,36%	37,64%	40,97%	44,19%
9	36,01%	20,85%	49,35%	35,24%	16,46%	45,26%	15,34%	0,00%	42,15%	12,02%	0,00%	39,25%
10	20,69%	26,22%	39,14%	21,64%	12,34%	36,22%	28,34%	7,32%	32,15%	24,01%	0,00%	32,50%
11	66,41%	100,00%	100,00%	67,31%	100,00%	100,00%	64,25%	82,13%	100,00%	64,53%	/	100,00%
12	46,28%	12,30%	100,00%	44,02%	0,00%	84,23%	45,16%	0,00%	77,28%	37,37%	0,00%	76,52%
13	79,38%	65,66%	87,58%	69,37%	54,61%	84,22%	54,77%	67,13%	82,29%	58,64%	54,36%	76,47%
14	31,33%	45,23%	58,34%	34,76%	46,21%	54,26%	31,49%	40,76%	51,30%	29,40%	39,25%	49,71%
15	29,47%	35,14%	63,44%	34,88%	30,64%	59,44%	35,67%	30,98%	51,06%	40,31%	28,24%	47,36%
16	17,28%	46,01%	56,00%	20,54%	40,12%	52,23%	18,22%	37,16%	51,30%	9,46%	34,00%	47,56%
17	54,26%	59,48%	66,32%	43,16%	61,44%	46,32%	56,37%	54,34%	45,23%	45,62%	/	/
18	27,20%	70,66%	79,58%	29,46%	52,13%	68,25%	30,57%	45,86%	55,47%	32,82%	46,24%	54,32%

Probe	Ob XRV 1.Schnitt approx.			Ob XRV 1.Schnitt pulpal			Ob XRV 2.Schnitt approx.			Ob XRV 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	35,21%	26,84%	54,36%	36,42%	23,77%	51,36%	38,61%	25,64%	51,02%	33,44%	27,31%	48,56%
2	24,14%	17,36%	43,79%	27,16%	9,64%	45,25%	19,64%	19,80%	44,73%	8,34%	5,03%	43,58%
3	58,45%	39,14%	56,14%	46,37%	39,41%	54,16%	44,31%	33,16%	54,26%	37,00%	29,83%	54,75%
4	45,47%	40,25%	76,35%	42,79%	42,21%	74,21%	34,89%	43,79%	73,85%	/	44,52%	70,35%
5	25,14%	39,16%	63,00%	23,47%	37,58%	61,34%	26,34%	39,27%	60,11%	19,34%	31,28%	/
6	19,25%	31,20%	54,81%	16,43%	29,34%	51,24%	0,00%	27,91%	52,57%	0,00%	19,34%	53,41%
7	66,45,%	20,88%	52,68%	60,43%	3,14%	49,76%	62,73%	0,00%	44,39%	67,30%	0,00%	45,38%
8	54,39%	24,90%	45,33%	51,76%	21,46%	43,91%	50,34%	20,64%	42,57%	46,25%	15,86%	42,59%
9	23,00%	12,32%	37,89%	15,20%	4,15%	36,44%	6,31%	0,00%	35,52%	0,00%	0,00%	36,22%
10	50,14%	45,52%	64,30%	49,13%	43,22%	62,76%	52,17%	47,60%	60,74%	46,34%	39,78%	60,21%
11	53,45%	61,34%	100,00%	46,20%	60,28%	100,00%	43,49%	58,37%	78,54%	/	56,44%	/
12	24,61%	24,33%	46,25%	27,93%	27,02%	46,85%	21,16%	24,67%	44,78%	16,60%	21,54%	43,56%
13	34,45%	19,86%	52,14%	34,11%	6,24%	53,23%	29,73%	0,00%	52,44%	14,82%	0,00%	52,44%
14	27,01%	43,23%	56,87%	25,37%	46,38%	60,24%	18,46%	42,03%	59,36%	8,64%	39,25%	48,12%
15	14,13%	9,15%	44,51%	16,37%	12,49%	42,46%	6,13%	18,39%	41,85%	2,37%	25,13%	39,46%
16	54,33%	44,86%	100,00%	56,34%	46,52%	100,00%	54,46%	47,18%	100,00%	25,80%	44,58%	94,36%
17	25,52%	36,22%	45,36%	26,14%	34,65%	46,34%	21,30%	37,00%	44,78%	25,34%	29,00%	40,98%
18	20,36%	41,35%	57,36%	23,19%	45,85%	50,01%	25,41%	42,66%	49,22%	19,48%	39,19%	/

Probe	Resulcin Revolcin 1.Schnitt approx.			Resulcin Revolcin 1.Schnitt pulpal			Resulcin Revolcin 2.Schnitt approx.			Resulcin Revolcin 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	95,34%	84,12%	100,00%	95,73%	85,37%	100,00%	94,88%	97,64%	100,00%	94,31%	/	100,00%
2	87,16%	77,58%	100,00%	88,57%	79,64%	95,70%	95,48%	78,55%	95,43%	100,00%	77,21%	94,68%
3	100,00%	62,48%	97,25%	98,14%	64,75%	89,86%	95,24%	63,24%	93,74%	84,33%	60,54%	88,32%
4	81,25%	100,00%	100,00%	82,56%	100,00%	100,00%	84,77%	100,00%	100,00%	79,14%	97,31%	100,00%
5	100,00%	86,66%	100,00%	95,36%	88,94%	100,00%	98,45%	89,90%	100,00%	80,14%	/	98,44%
6	78,36%	81,24%	100,00%	75,25%	81,10%	89,58%	74,68%	83,47%	88,74%	70,49%	80,77%	87,23%
7	100,00%	66,47%	98,14%	100,00%	64,87%	97,46%	91,48%	61,24%	96,45%	87,36%	60,34%	94,50%
8	88,87%	71,23%	89,47%	84,40%	70,44%	84,72%	82,47%	69,67%	83,21%	76,24%	65,57%	80,45%
9	100,00%	100,00%	100%	100,00%	100,00%	100%	100,00%	100,00%	100%	100,00%	100,00%	100%
10	97,54%	87,36%	100,00%	88,77%	86,87%	100,00%	84,35%	84,65%	95,47%	79,64%	83,43%	94,87%
11	84,59%	85,69%	100,00%	84,25%	84,37%	100,00%	81,78%	86,37%	100,00%	80,00%	/	99,12%
12	80,61%	74,49%	88,55%	75,99%	72,86%	86,24%	75,18%	70,31%	87,51%	74,64%	68,25%	86,10%
13	75%	80,60%	88,30%	74,20%	81,03%	87,61%	76,98%	80,43%	86,43%	74,36%	78,49%	86,87%
14	100,00%	98,54%	100,00%	99,12%	100,00%	100,00%	97,21%	100,00%	100,00%	98,68%	100,00%	100,00%
15	66,12%	76,55%	100%	67,55%	75,64%	87%	74,35%	73,40%	89%	65,42%	70,98%	86%
16	71,58%	68,25%	85,14%	73,46%	69,45%	86,03%	69,23%	68,24%	87,17%	66,14%	67,11%	84,20%
17	69,25%	100,00%	100,00%	69,86%	95,24%	100,00%	70,25%	93,55%	100,00%	72,15%	91,06%	100,00%
18	80,22%	72,48%	100,00%	78,79%	73,16%	100,00%	79,51%	74,46%	100,00%	75,49%	71,88%	/

Probe	Resulcin XRV 1.Schnitt approx.			Resulcin XRV 1.Schnitt pulpal			Resulcin XRV 2.Schnitt approx.			Resulcin XRV 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	68,54%	72,24%	84,27%	68,79%	70,39%	82,59%	69,04%	71,93%	81,64%	66,87%	71,55%	80,47%
2	85,24%	64,82%	85,69%	84,76%	61,75%	84,76%	81,77%	64,78%	84,12%	78,36%	61,24%	83,40%
3	77,61%	73,58%	86,45%	78,10%	72,42%	82,87%	69,00%	71,45%	82,23%	70,12%	71,38%	81,49%
4	64,19%	66,37%	78,36%	63,98%	65,49%	75,66%	64,75%	67,37%	74,55%	62,73%	66,12%	71,38%
5	100,00%	76,00%	100,00%	100,00%	75,13%	100,00%	100,00%	75,04%	94,26%	98,14%	/	92,58%
6	60,41%	76,41%	85,32%	62,40%	74,13%	84,37%	61,57%	75,67%	84,16%	59,76%	74,28%	81,96%
7	74,64%	66,45%	79,66%	74,13%	64,15%	78,64%	73,64%	62,28%	79,21%	70,20%	63,24%	77,54%
8	89,33%	60,30%	84,56%	87,66%	59,41%	86,57%	87,54%	58,72%	82,24%	87,01%	56,39%	82,29%
9	77,74%	73,46%	80,47%	74,65%	71,48%	81,24%	75,89%	71,12%	80,27%	72,62%	70,65%	79,14%
10	100,00%	61,66%	100,00%	100,00%	62,75%	96,77%	94,21%	61,42%	97,58%	89,25%	60,89%	95,75%
11	63,41%	69,84%	74,31%	61,22%	70,58%	73,49%	65,77%	71,21%	73,11%	68,40%	71,25%	71,58%
12	60,87%	100,00%	100,00%	64,47%	100,00%	100,00%	65,84%	100,00%	88,89%	63,44%	100,00%	87,45%
13	87,58%	94,77%	100,00%	84,54%	95,24%	100,00%	88,76%	95,56%	100,00%	82,69%	94,78%	100,00%
14	70,21%	67,18%	84,46%	70,12%	65,25%	85,76%	69,36%	66,78%	84,15%	67,36%	65,30%	82,77%
15	75,65%	91,34%	100,00%	73,14%	90,14%	100,00%	76,37%	90,47%	100,00%	73,52%	89,77%	100,00%
16	65,34%	64,73%	76,72%	63,16%	65,38%	75,76%	60,64%	62,51%	74,24%	55,75%	62,40%	/
17	61,20%	79,33%	78,24%	60,24%	78,41%	79,35%	61,40%	79,29%	77,58%	62,21%	76,36%	75,00%
18	83,00%	87,44%	100,00%	81,17%	85,29%	100,00%	80,71%	82,37%	100,00%	/	80,31%	/

Probe	P&B Surefil 1.Schnitt approx.			P&B Surefil 1.Schnitt pulpal			P&B Surefil 2.Schnitt approx.			P&B Surefil 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	45,21%	31,78%	83,85%	41,65%	25,32%	59,42%	40,49%	26,50%	56,46%	28,58%	20,33%	57,12%
2	66,21%	65,77%	100,00%	70,32%	63,03%	100,00%	80,32%	72,99%	100,00%	62,72%	51,53%	100,00%
3	50,19%	73,35%	100,00%	45,70%	60,13%	89,08%	61,43%	69,33%	88,02%	41,35%	29,36%	78,24%
4	59,72%	26,44%	88,44%	44,42%	33,42%	64,25%	85,35%	31,58%	60,58%	22,86%	30,18%	/
5	0,00%	29,38%	66,62%	0,00%	19,86%	54,17%	11,62%	18,48%	48,28%	0,00%	7,82%	33,24%
6	26,54%	8,06%	79,93%	20,89%	12,08%	58,98%	13,03%	7,14%	30,86%	8,12%	1,93%	25,40%
7	19,68%	62,48%	57,14%	20,81%	40,92%	42,86%	16,37%	7,96%	27,87%	19,11%	16,34%	37,75%
8	27,88%	39,05%	82,35%	20,63%	36,25%	65,49%	50,35%	55,29%	64,95%	/	66,64%	55,73%
9	37,49%	52,05%	100%	30,25%	55,95%	100%	36,36%	54,43%	100%	27,50%	18,98%	100%
10	80,15%	17,95%	100,00%	77,54%	24,53%	100,00%	30,17%	12,70%	92,33%	19,59%	11,71%	91,15%
11	62,78%	100,00%	100,00%	57,70%	100,00%	100,00%	29,59%	52,44%	88,21%	29,14%	21,09%	65,96%
12	47,41%	31,78%	82,29%	28,30%	33,25%	52,36%	37,36%	11,05%	70,24%	36,41%	9,44%	61,77%
13	47%	51,17%	82,21%	51,85%	29,84%	94,38%	42,13%	27,06%	66,96%	32,12%	24,68%	57,79%
14	46,31%	43,39%	100,00%	46,91%	43,31%	75,22%	38,67%	38,28%	66,42%	40,06%	/	71,71%
15	59,49%	57,03%	100%	52,47%	60,17%	100%	48,49%	45,40%	100%	38,23%	41,50%	100%
16	10,05%	50,97%	57,33%	24,17%	39,17%	58,00%	20,04%	38,87%	50,68%	18,25%	7,32%	51,21%
17	100,00%	18,13%	95,22%	100,00%	26,87%	93,28%	74,06%	17,62%	77,82%	61,04%	11,01%	60,40%
18	0,00%	22,45%	69,23%	2,56%	19,64%	70,36%	0,00%	9,57%	49,28%	0,00%	0,00%	32,44%

Probe	P&B XRV 1.Schnitt approx.			P&B XRV 1.Schnitt pulpal			P&B XRV 2.Schnitt approx.			P&B XRV 1.Schnitt pulpal		
	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z	O	V	Z
1	44,56%	66,81%	89,42%	53,26%	65,76%	87,22%	40,78%	49,24%	76,46%	30,57%	36,40%	64,37%
2	32,49%	43,37%	100,00%	30,81%	46,82%	100,00%	21,72%	25,66%	56,34%	16,38%	20,61%	50,27%
3	100,00%	100,00%	100,00%	84,33%	100,00%	100,00%	61,54%	82,46%	100,00%	43,37%	71,66%	100,00%
4	22,31%	68,37%	91,25%	25,97%	57,64%	90,34%	37,46%	43,91%	83,47%	24,22%	36,66%	77,64%
5	3,46%	24,36%	37,34%	0,00%	19,42%	36,41%	0,00%	6,22%	29,46%	2,13%	0,00%	/
6	67,11%	30,24%	75,34%	59,24%	28,46%	77,56%	44,67%	31,76%	64,64%	46,25%	33,37%	54,37%
7	100,00%	52,34%	100,00%	100,00%	54,66%	100,00%	61,32%	40,65%	100,00%	55,16%	49,22%	100,00%
8	64,23%	67,22%	69,90%	55,73%	51,64%	61,73%	61,22%	59,31%	58,31%	59,00%	40,22%	56,11%
9	37,22%	9,67%	26,36%	43,20%	8,41%	24,55%	36,79%	7,64%	19,22%	30,99%	8,26%	9,37%
10	6,30%	21,22%	56,37%	12,06%	18,40%	52,04%	20,37%	24,81%	55,16%	16,64%	20,66%	/
11	45,23%	67,12%	100,00%	48,51%	56,78%	100,00%	46,30%	52,00%	100,00%	/	48,46%	100,00%
12	2,54%	6,30%	96,55%	0,00%	0,00%	91,16%	0,00%	0,00%	80,12%	0,00%	0,00%	75,65%
13	30,25%	20,67%	56,43%	27,33%	24,67%	51,64%	29,47%	20,82%	50,00%	29,11%	18,03%	48,88%
14	54,32%	67,42%	77,96%	51,66%	64,77%	72,85%	49,97%	66,01%	64,13%	52,01%	59,42%	59,56%
15	23,46%	45,32%	67,05%	26,14%	46,78%	65,55%	28,77%	44,92%	59,28%	20,88%	40,18%	55,31%
16	43,27%	64,08%	75,44%	46,57%	63,99%	70,22%	39,45%	65,22%	69,56%	39,76%	61,20%	61,28%
17	88,87%	36,33%	65,56%	86,67%	30,91%	63,25%	24,23%	19,27%	64,36%	21,64%	10,05%	/
18	73,40%	89,10%	100,00%	66,38%	80,45%	100,00%	69,46%	60,12%	100,00%	59,31%	63,33%	100,00%

8 Literaturverzeichnis

1. Avery J K, Steele P F: Oral development and histology. 3rd ed. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York 2001, 172-189
2. Barkmeier W W, Hammesfahr P D, Latta M A: Bond strength of composite to enamel and dentin using Prime&Bond 2.1. Oper Dent 24, 51-56 (1999)
3. Bayne S C, Thompson J Y, Swift E J Jr., Stamatiades P: A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc 129, 567-577 (1998)
4. Bertolotti R L, Laamanen H: Bite-formed posterior resin composite restorations, placed with a self-etching primer and a novel matrix. Quintessence Int 30, 419-422 (1999)
5. Bertschinger C, Paul S, Lüthy H, Schärer P: Dual application of dentin bonding agents: effect on bond strength. Am J Dent 9, 115-119 (1996)
6. Blunck U, Pohl M, Dieker A: Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftmitteln. Dtsch Zahnärztl Z 45, 639-642 (1990)
7. Blunck U, Roulet J-F: Einfluß der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. Dtsch Zahnärztl Z 52, 806-808 (1997)
8. Bott B, Hannig M, Griemsmann S: „Sandwich“-Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 52, 809-812 (1997)
9. Brackett W W, Covey D A: Resistance to condensation of ‘condensable’ resin composites as evaluated by a mechanical test. Oper Dent 25, 424-426 (2000)
10. Burger K M, Cooley R L: Effect of thermocycling times on dentin bond strength. J Esthet Dent 4, 197-198 (1992)
11. Buonocore M G: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34, 849-853 (1955)
12. Burrow M F, Satoh M, Tagami J: Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. Dent Mater 12, 302-307 (1996)
13. Burrow M F, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T: The influence of age and depth of dentin on bonding. Dent Mater 10, 241-246 (1994)
14. Carvalho R M, Yoshiama M, Pashley E L, Pashley D H: In vitro study on the dimensional changes of dentine after demineralization. Arch Oral Biol 41, 369-377 (1996)
15. Charlton D G: Dentin Bonding: Past and present. Gen Dent 44 , 498-507 (1996)

16. Christensen G J: Amalgam vs. Composite resin: 1998. J Am Dent Assoc 129, 1757-1759 (1998)
17. Darbyshire P A, Messer L B, Douglas W H: Microleakage in class II composite restorations; bonded to dentin using thermal and load cycling. J Dent Res 67, 585-587 (1988)
18. Dietrich T, Lösche A C, Lösche G M, Roulet J-F: Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. J Dent 27, 119-128 (1999)
19. Dörfer C, Schriever A: Die Gestaltung des approximalen Kontaktes bei adhäsiven Füllungssystemen im Seitenzahngebiet. In Heidemann D (Hrsg): Deutscher Zahnärzte Kalender 1998. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 1998, 2-26
20. Dörfer C, Staehle H J: Vergleich der Gleitfähigkeit unterschiedlicher Zahnseidetypen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 945-947 (1994)
21. Dörfer C, Steinhausen J, Staehle H J: Messung approximaler Kontaktstärken von Komposit- und Amalgamfüllungen im Seitenzahnbereich in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 51, 335-338 (1996)
22. Douglas W H: Posterior composites for modern operative dentistry. J Calif Dent Assoc 24, 44-47 (1996)
23. Douvitsas G: Effect of cavity design on gap formation in class II composite restorations. J Prosthet Dent 65, 475-479 (1991)
24. Eakle W S: Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. Dent Mater 2, 114-117 (1986)
25. Eakle W S, Ito R K: Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. Quintessence Int 21, 369-374 (1990)
26. Eick J D, Gwinnett A J, Pashley D H, Robinson S J: Current concepts on adhesion to dentin. Crit Rev Oral Biol Med 8, 306-335 (1997)
27. Erickson R L: Oberflächen- Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien. Phillip J 11, 149-158 (1994)
28. Erickson R L, Glasspoole E A: Bonding to tooth structure. A comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. J Esthet Dent 6, 227-244 (1994)
29. Ernst CP, Kotter T, Victor A, Canbek K, Brandenbusch M, Willershausen B: Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols. J Adhes Dent 6, 25-32 (2004)
30. Ferdianakis K: Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. J Clin Pediatr Dent 22, 221-229 (1998)

31. Ferrari M, Cagidiaco M C, Kugel G, Davidson C L: Dentin infiltration by three adhesive systems in clinical and laboratory conditions. *Am J Dent* 9, 240-244 (1996)
32. Frank H: Randedichtigkeit bei Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich – unter Verwendung von Metallmatrizen. *Med Diss Frankfurt/Main* (1999)
33. Frankenberger R: Fließfähige Komposite? Mythen und Fakten. *ZMK* 5, 280-285 (2002)
34. Frankenberger R: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes. *Dtsch Zahnärztl Z* 57, 154-171 (2002)
35. Frankenberger R, Krämer N, Pelka M, Petschelt A: Internal adaptation and overhang formation of direct class II resin composite restorations. *Clin Oral Investig* 3, 208-215 (1999)
36. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 556-560 (1996)
37. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J: Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 206-210 (1996)
38. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 697-700 (1998)
39. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent* 24, 147-155 (1999)
40. Freedman G: Condensable composites: The new paradigm in amalgam alternatives. *Dent Today* 17, 72-74 (1998)
41. Friedl K-H, Powers J M, Hiller K-A, Schmalz G: Der Komposit-Dentinverbund nach Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen Einfluß von Dentintiefe und –feuchtigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 577-581 (1995)
42. Fröhlich M, Schneider H, Merte K: Oberflächeninteraktion von Dentin und Adhäsiv Eine qualitative Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 173-176 (1996)
43. Gallo J R, Henderson M, Burgess J O: Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding systems. *Am J Dent* 13, 267-270 (2000)
44. Gente M, Sommer A P: Verringerung der linearen Schrumpfung lichterhärtbarer Komposite durch selektive Bestrahlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 729-731 (1999)
45. Geurtsen W: Kunststofffüllung. In Heidemann D (Hrsg): *Praxis der Zahnheilkunde 2 – Kariologie und Füllungstherapie*. 4. Aufl. Urban und Schwarzenberg, München 1999, 179-216

46. Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994)
47. Haller B, Fritzenschaft A: Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 54, 225-230 (1999)
48. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. Dtsch Zahnärztl Z 48, 100-104 (1993)
49. Haller B, Klaiber B, Secknus A: Randschluss zervikaler Füllungen in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 45, 296-299 (1990)
50. Haller B, Windsheimer U, Hofmann N, Klaiber B: Selektive Schmelzätzung oder Total Etching? Dtsch Zahnärztl Z 50, 824-827 (1995)
51. Hannig M, Bott B: Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55, 134-138 (2000)
52. Hannig M, Bott B, Möller O: Das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen mit Keramikinserts in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 50, 828-831 (1995)
53. Hannig M, Bott B, Emmermann A: Randschlußverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbststützenden Primern. Dtsch Zahnärztl Z 54, Sonderdruck (1999)
54. Heidemann D. und Mitarbeiter: Amalgamfreie Füllungstherapie. 1. Aufl. Urban & Fischer Verlag München, Jena 2001
55. Hellwig E, Klimek J, Achenbach K: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 46, 270-273 (1991)
56. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. Urban & Fischer Verlag, München, Jena 1999
57. Hickel R: Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52, 572-585 (1997)
58. Hickel R, Kunzelmann K-H, Obermeier T: Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich-Teil I. ZWR 103, 610-618 (1994)
59. Ikemi T, Nemoto K: Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. Dent Mater 13, 1-8 (1994)
60. ISO/TS 11405 Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405: 2003 (E)
61. Jacobsen T, Soderhold K J: Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater 11, 132-136 (1995)

62. Janda R: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (II). Quintessenz 39, 1243-1253 (1988)
63. Jang K T, Mejia F A, Garcia-Godoy F: Dentin bond strength of packable composites using one-bottle adhesives. Am J Dent 13, 308-310 (2000)
64. Kanca J 3rd: Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. Am J Dent 5, 213-215 (1992)
65. Kemp-Scholte C M, Davidson C L: Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. J Prosthet Dent 64, 658-664 (1990)
66. Kenzel B: Zervikale Randdichtigkeit bei Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich – unter Verwendung von Transparentmatrizen. Med Diss Frankfurt/Main (1999)
67. Kerschbaum D J: Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde. Zahnärztl Mitt 80, 2200-2205 (1990)
68. Koch J H: Plastische Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich. Welches Material für welche Indikation? Dental Spiegel 18, 28-36 (1998)
69. Kostka EC: Zusammenhang von Farbstoffpenetration und rasterelektronenmikroskopischer Randanlyse adhäsiv befestigter keramischer Inlays. Med Diss, FU Berlin (1997)
70. Krämer N, Popp S, Sindel J, Frankenberger R: Einfluß der Vorbehandlung von Kompositinlays auf die Verbundfestigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 51, 598-601 (1996)
71. Krejci I, Besek M, Lutz F: Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12 month results. Am J Dent 7, 27-30 (1994)
72. Krejci I, Lutz F: Seitenzahn-Composite Warum (noch) nicht? Phillip J 1, 5-12 (1986)
73. Krejci I, Lutz F, Lüscher B, Maffioli E: Optimierung der marginalen Adaptation von Seitenzahnkompositfüllungen durch seitlich reflektierende Leuchtkeile. Swiss Dent 7, 47-52 (1986)
74. Krejci I, Sparr D, Lutz F: Dreischichtiges Lichthärteverfahren mit herkömmlichen Komposit-Kunststoffen für Black-Klasse-II-Restaurationen. Quintessenz 38, 1217-1229 (1987)
75. Kuhn T A: Der Einfluss der Dentinhaftvermittler Gluma, Optibond und Scotchbond Multipurpose auf die Haftfestigkeit von Kompositproben an Dentinscheiben mit simuliertem Dentinliquorfluß -eine in vitro Studie-. Med Diss Frankfurt/Main (1997)
76. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 15, 128-137 (1999)

77. Leevailoj C, Cochran M A, Matis B A, Moore B K, Platt J A: Mikroleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Oper Dent* 26, 302-307 (2001)
78. Leinfelder K, Prasad A: A new condensable composite for the resoration of posterior teeth. *Dent Today* 17, 112-116 (1998)
79. Lundin SA, Noren J G: Marginal leakage in occlusally loaded, etched, class II composite resin restorations. *Acta Odontol Scand* 49, 247-254 (1991)
80. Lutz F, Krejci J: Neue Adhäsivsysteme: Schritte zum total bonding. *Phillip J* 10, 445-449 (1992)
81. Lutz F, Krejci I, Oldenburg T R: Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite restorations. *Quintessence Int* 17, 777-784 (1986)
82. Lutz F, Krejci I, Schüpbach P: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 537-549 (1993)
83. Lutz F, Phillips R W, Roulet J F, Imfeld T: Komposits-Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 93, 914-929 (1983)
84. Mandras R S, Retief D H, Russell C M: The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dent Mater* 7, 63-67 (1991)
85. Manhart J, Chen H Y, Kunzelmann K-H, Hickel R: Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 128-133 (2000)
86. Manhart J: Ästhetische Restauration im Seitenzahnbereich mit plastischen Kompositfüllungen. *Dental Spiegel* 23, 22-26 (2003)
87. Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Aufl. Carl Hanser Verlag, München 1993
88. Mc Lean J W: Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements. *Quintessence Int* 27, 659-667 (1996)
89. Merte K: Möglichkeiten und Grenzen plastischer, zahnfarbener Seitenzahnrestaurationen. In Pröbster L (Hrsg): *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde – Moderne Behandlungskonzepte für die Praxis*, Band 1. 6. Aufl. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg 2000, 1-80
90. Meiers J C, Young D: Two-year composite/dentin bond stability. *Am J Dent* 14, 141-144 (2001)
91. Momoi H, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K: Gradual increase in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res* 69, 1659-1663 (1990)

92. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N: Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3, 133-138 (1991)
93. Nakabayashi N, Takarada K: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 8, 125-130 (1992)
94. Neiva I F, de Andrada MA, Baratieri LN, Monteiro Junior S, Ritter AV: An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. *Oper Dent* 23, 282-289 (1998)
95. Opdam N J, Roeters F J M, Feilzer A J, Smale I: A radiographic and scanning electron microscopic study of approximal margins of Class II resin composite restorations placed in vivo. *J Dent* 26, 319-327 (1998)
96. Pashley D H, Carvalho R M: Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 25, 355-372 (1997)
97. Pashley D H, Ciucchi B, Sano H: Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 760-763 (1994)
98. Pashley D H, Sano H, Ciucchi B, Carvalho R M: Bond strength versus dentin structures. *Arch Oral Biol* 40, 1109-1118 (1995)
99. Paterson R C, Watts A: Dentine smear layer and bonding agents. Review: 1. Smear layer- nature of the smear layer. *Restorative Dent* 6, 19-21 (1990)
100. Payne J H: The marginal seal of class II restoration: Flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. *J Clinical Pediatr Dent* 23, 123-130 (1999)
101. Perdigao J, Lambrechts P, van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yüzel T, Vanherle G: The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9, 167-173 (1996)
102. Perdigao J, Lopes M: Dentin bonding – questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1, 191-209 (1999)
103. Perdigao J, Swift E J, Lopes G C: Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. *Quintessence Int* 30, 819-823 (1999)
104. Perdigao J, van Meerbeek M, Lopes M M, Ambrose W W: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 15, 282-295 (1999)
105. Peutzfeld A: Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105, 97-116 (1997)
106. Phillips R W: Kunststoffe in der restaurativen Zahnmedizin. *Phillip J* 4, 183-192 (1986)
107. Pioch T: Das Phänomen der "Nanoleakage" am Komposit-Dentin-Übergang bei Anwendung von Adhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 387-393 (2000)

108. Pioch T, Kobaslija S, Schagen B, Götz H: Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl-treatment. *J Adhes Dent* 1, 135-142 (1999)
109. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley D H: Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent* 24, 66-72 (1999)
110. Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidson C L: Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. *J Dent* 23, 217-226 (1995)
111. Prati C, Pashley D H: Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* 5, 33-38 (1992)
112. Raskin A, Michotte-Theall B, Vreven J, Wilson N H F: Clinical evaluation of a posterior composite 10-year report. *J Dent* 27, 13-19 (1999)
113. Reinhardt K J: Aktuelle Perspektiven der Dentin-Haftvermittlung. *Phillip J* 14, 101-112 (1997)
114. Reinhardt K J, Rüter W: Einsatz von Phosphorsäureestern als Dentinhaftvermittler. *Phillip J* 15, 335-342 (1998)
115. Retief D H: Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J* 44, 19-26 (1994)
116. Retief D H, Mandras R, Russell C M: Extracted human versus bovine teeth. *Am J Dent* 3, 253-258 (1990)
117. Riethe P et al.: Kariesprophylaxe und konservierende Therapie. In Rateitschak K H (Hrsg): *Farbatlanten der Zahnmedizin* 6. Thieme Verlag, Stuttgart 1994
118. Rohen J W: *Anatomie für Zahnmediziner: Ein Kurzlehrbuch der funktionellen und topographischen Anatomie des Menschen*. 2. Aufl. Schattauer, Stuttgart, New York 1988
119. Roulet J-F: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22, 13-16 (1994)
120. Rueggeberg F A, Margeson D H: The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 69, 1652-1658 (1990)
121. Rupp N W: Composites- Aktueller Stand. *Phillip J* 2, 82-90 (1986)
122. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H: Microporous dentin zone beneath resin impregnated layer. *Oper Dent* 19, 59-64 (1994)
123. Sano H, Takatsu T, Cicchi B, Herner J A, Matthews W G, Pashley D H: Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 20, 18-25 (1995)

124. Sano H, Yoshikawa T, Pereira P N, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley D H: Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. J Dent Res 78, 906-911 (1999)
125. Santini A: Microleakage of resin-based composite restorations using different solvent-based bonding agents and methods of drying acid-etched dentin. Am J Dent 12, 194-200 (1999)
126. Schäfer E: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftungsmechanismen der Dentinadhäsive, Teil 2. ZWR 108, 306-311
127. Schaller H G, Götze W: Der Einfluss verschiedener Dentinhaftvermittler auf die Dentinpermeabilität. Dtsch Zahnärztl Z 48, 728-732 (1993)
128. Schiebler T H, Schmidt W, Zilles K (Hrsg.): Anatomie: Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen. 7. Aufl. Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York 1997
129. Schoch M, Krämer N, Frankenberger R, Petschelt A: Direct posterior composite restorations with a new adhesive system- one year results. J Adhes Dent 1, 167-173 (1999)
130. Schroeder H E: Orale Strukturbiologie: Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. 5. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York 2000
131. Schuckar M, Geurtsen W: Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 50, 164-166 (1995)
132. Schüpbach P, Krejci I, Lutz F: Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid layer formation. Eur J Oral Sci 4, 344-352 (1997)
133. Southard T E, Southard K A, Tolley E A: Variation of approximal tooth contact tightness with postural change. J Dent Res 69, 1776-1779 (1990)
134. Spielmann P W: Der Einfluss der Dentinhaftvermittler Mirage-Bond, Permagen und Syntac auf die Haftfestigkeit von Kompositproben an Dentinscheiben mit simuliertem Dentinliquorfluß -eine in vitro Studie-. Med Diss Frankfurt/Main (1997)
135. Stewart B L, Harcourt J K, Tyas M: Determination of adhesive bond strength to dentine. A new method. Aust Dent J 35, 454-458 (1990)
136. Swift E J, Perdigao J; Heymann H O: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintessence Int 26, 95-110 (1995)
137. Swift E J, Triolo P T, Barkmeier W W, Bird J L, Bounds S J: Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. Am J Dent 9, 100-104 (1996)

138. Szep S, Frank H, Kenzel B, Gerhardt T, Heidemann D: Comparative study of composite resin placement: centripetal buildup versus incremental technique. *Pract Proced Aesthet Dent* 13, 243-250 (2001)
139. Tagami J, Tao L, Pashley D H: Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6, 45-50 (1990)
140. Tanumiharja M, Burrow M F, Tyas M J: Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 16, 180-187 (2000)
141. Tay F R, Gwinnett A J, Pang K M, Wei S H Y: Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 75, 1034-1044 (1996)
142. Tay F R, Gwinnett A J, Wei S H Y: Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 12, 236-244 (1996)
143. Tay F R, Gwinnett A J, Wei S H Y: The overwet phenomenon: A transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 9, 161-166 (1996)
144. Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Grundler W: Total bonding vs selective bonding: marginal adaptation of Class 2 composite restorations. *Oper Dent* 24, 261-271 (1999)
145. Tinschert J, Wilke M, Esser M, Marx R: Haftfestigkeit und hydrolytische Beständigkeit neuerer Dentinhaftvermittler. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 295-298 (1997)
146. Tung F F, Estafan D, Scherer W : Mikroleakage of a condensable resin composite: An in vitro investigation. *Quintessence Int* 31, 430-434 (2000)
147. Uno S, Finger W J: Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-denting bonding. *Quintessence Int* 26, 733-738 (1995)
148. Uno S, Finger W J: Effect of mode of conditioning treatment on efficacy of dentin bonding. *Oper Dent* 21, 31-35 (1996)
149. Unterbrink G L, Liebenberg W H: Flowable resin composites as “filled adhesives”: Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30, 249-257 (1999)
150. Van Meerbeek auf der ConsEuro in München: Standortbestimmung zur Adhäsivtechnologie. MainStream PR, www.zahnheilkunde.de
151. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 977-984 (1994)
152. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G: Factors affecting adhesion to mineralised tissues. *Oper Dent* 17, 111-124 (1992)

153. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26, 1-20 (1998)
154. Van Meerbeek B, Willems G, Celis J P, Roos J P, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Assessment by Nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 72, 1434-1442 (1993)
155. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke E S, Eick J D, Robinson S J: A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 77, 50-59 (1998)
156. Verslius A, Douglas W H, Sakaguchi RL: Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater* 12, 190-194 (1996)
157. Vivadent-Ivoclar-Wissenschaftlicher Dienst: Die Tetric-Ceram Familie (2000)
158. Wendt S L, McInnes P M, Dickinson G L: The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 8, 181-184 (1992)
159. Wilems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J P, Vanherle G: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 8, 310-319 (1992)
160. Wilson N H F, Dunne S M, Gainsford I D: Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth. Part 2: resin composite systems. *Int Dent J* 47, 185-193 (1997)
161. Windeler T, Lutz F, Krejci I: Marginale Adaptation handelsüblicher und modifizierter Klasse-II-Restaurationen mit dem Sonicsys-approx-System. *Acta Med Dent Helv* 3, 211-217 (1998)

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Schematische Darstellung der Dentinstruktur und der Dentinkanälchen [1].....	9
Abbildung 2: SEM-Darstellung von „smear layer“ und „smear plug“ [1].....	10
Abbildung 3: Übersicht des Versuchsaufbaus.....	19
Abbildung 4: Die Zähne eingebettet im Modellsockel - nur bei jeweils den drei mittleren Zähnen rechts und links handelt es sich um die Versuchszähne, die äußeren Zähne dienten als Nachbarzähne zur Kontaktgestaltung.....	21
Abbildung 5: Das Matrizensystem	22
Abbildung 6: Kavitäten der äußeren Versuchszähne mit Matrizen und Keilen.....	22
Abbildung 7: Systemkomponenten der verwendeten Materialien: I: Scotchbond 1/Z100, II: Optibond FL Prime und Adhesive/Revolution, III: Resulcin AquaPrime, MonoBond und Aqua conservans/Revolcin Fil, IV: Prime&Bond NT/ SureFil, V: Herculite XRV.....	25
Abbildung 8: modifizierte Schalentechnik nach Hansen	26
Abbildung 9: Füllungsinstrumente a) Hollenback, b) Heidemann, c) kleiner und d) mittlerer Kugelstopfer, e) Wiland und f) Explorersonde	27
Abbildung 10: Finier- und Polierinstrumente	28
Abbildung 11: Approximalflächen in Gips	29
Abbildung 12: Versuchszähne nach Applikation von Nagellack und erfolgter Farbstoffpenetration	30
Abbildung 13: Schematische Darstellung der Sägeschnitte	32
Abbildung 14: Prinzip der Penetrationsstreckenberechnung	33
Abbildung 15: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial	36
Abbildung 16: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial	37
Abbildung 17: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial	38
Abbildung 18: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial	39
Abbildung 19: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit.....	40
Abbildung 20: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit.....	41
Abbildung 21: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit.....	42
Abbildung 22: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand in Kombination mit dem systemkonformen Komposit.....	43
Abbildung 23: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV	44
Abbildung 24: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV	45
Abbildung 25: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV	46
Abbildung 26: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand in Kombination mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV	47
Abbildung 27: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive	48

Abbildung 28: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive	49
Abbildung 29: Farbstoffpenetration am vestibulären Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive	50
Abbildung 30: Farbstoffpenetration am oralen Füllungsrand in direktem Vergleich der zwei Kombinationsmöglichkeiten innerhalb einzelner Dentinadhäsive.....	51
Abbildung 31: Ergebnisse der makroskopischen Randanalyse vor und nach Thermocycling.	52
Abbildung 32: Ergebnisse der Untersuchung von Approximalkontakten vor und nach Thermocycling.....	53
Abbildung 33: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Scotchbond 1/ Z 100	54
Abbildung 34: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Scotchbond 1/ Herculite XRV	55
Abbildung 35: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Scotchbond 1/Herculite XRV	55
Abbildung 36: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Optibond FL/ Revolution	56
Abbildung 37: Ausschnittsvergrößerung der Abbildung 37	56
Abbildung 38: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Resulcin AquaPrime+MonoBond/ Revolcin Fil	57
Abbildung 39: Ausschnittsvergrößerung der Abbildung 39	57
Abbildung 40: Beispiel für die Farbstoffpenetration bei der Materialkombination Prime&Bond NT/ Sure Fil	58
Abbildung 41: Ausschnittsvergrößerung der Abbildung 31	58
Abbildung 42: fehlerhafte Randadaptation am gingivalen Rand nach Thermocycling	67
Abbildung 43: Farbstoffpenetration am zervikalen Füllungsrand.....	67

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Gruppenaufteilung	18
Tabelle 2: Die verwendeten Dentinhaftvermittler und ihre Zusammensetzung nach Herstellerangaben	24
Tabelle 3: Die verwendeten Komposite und ihre Zusammensetzung nach Herstellerangaben	25
Tabelle 4: Vom Hersteller empfohlene Schichtdicke und Polymerisationszeit	26
Tabelle 5: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 16 gehörigen Ergebnisse	36
Tabelle 6: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 17 gehörigen Ergebnisse	37
Tabelle 7: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 18 gehörigen Ergebnisse	38
Tabelle 8: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 19 gehörigen Ergebnisse	39
Tabelle 9: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 20 gehörigen Ergebnisse	40
Tabelle 10: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 21 gehörigen Ergebnisse	41
Tabelle 11: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 22 gehörigen Ergebnisse	42
Tabelle 12: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 23 gehörigen Ergebnisse	43
Tabelle 13: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 24 gehörigen Ergebnisse	44
Tabelle 14: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 25 gehörigen Ergebnisse	45
Tabelle 15: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 26 gehörigen Ergebnisse	46
Tabelle 16: Standardabweichung, Median-, Minimal-, Maximalwert und die Signifikanz der zur Abbildung 27 gehörigen Ergebnisse	47
Tabelle 17: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 28 gehörigen Ergebnisse	48
Tabelle 18: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 29 gehörigen Ergebnisse	49
Tabelle 19: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 30 gehörigen Ergebnisse	50
Tabelle 20: Signifikanzverhalten der zur Abbildung 31 gehörigen Ergebnisse	51
Tabelle 21: Prozentuale Angabe der Ergebnisse der makroskopischen Randanalyse vor und nach Thermocycling	52
Tabelle 22: Prozentuale Angabe der Ergebnisse der Untersuchung von Approximalkontakten vor und nach Thermocycling	53
Tabelle 23: Die getesteten Kompositmaterialien	63
Tabelle 24: Farbstoffpenetration am gesamten Füllungsrand in direktem Vergleich	78

11 Materialliste

- ¹ Scotchbond1
3M-Espe, D-82229 Seefeld
- ² Z 100
3M-Espe, D-82229 Seefeld
- ³ Optibond FL
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ⁴ Revolution
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ⁵ Resulcin AquaPrime + MonoBond
Merz Dental, D-24321 Lütjenburg
- ⁶ Revolcin Fil
Merz Dental, D-24321 Lütjenburg
- ⁷ Prime & Bond NT
Dentsply DeTrey, D-78467 Konstanz
- ⁸ Sure Fil
Dentsply DeTrey, D-78467 Konstanz
- ⁹ Herculite XRV
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ¹⁰ Ultraschallaufsatz Siroson
Sirona Dental Systems GmbH, D-64625 Bensheim
- ¹¹ Scaler ASH H6 DB 432
Aeskulap AG, D-78532 Tuttlingen
- ¹² Polierbürstchen
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ¹³ Polierpaste Zircate Prophy Paste
Dentsply Detrey, D-78467 Konstanz
- ¹⁴ Kaltlichtlampe Combi Light System
I.C. Lercher, D-78576- Emmingen-Liptingen
- ¹⁵ Sockelschalen
Model-Tray, D-22767 Hamburg
- ¹⁶ C-Silikon Flexistone
Detax, D-Ettlingen
- ¹⁷ Superhartgips Herarock,
Heraeus, D-63450 Hanau
- ¹⁸ Diamant (grob) Nr. 837 KR 012
Komet, Gebrüder Brasseler, D-32631 Lemgo

-
- ¹⁹ Diamant (fein) Nr. 8837 KR 012
Komet, Gebrüder Brasseler, D-32631 Lemgo
- ²⁰ rotes Winkelstück
Sirona Dental Systems GmbH, D-64625 Bensheim
- ²¹ Explorersonde Nr. EXS 3A
Hu-Friedy, D-69181 Leimen
- ²² Matrizenspannsystem Hawe SuperMat
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ²³ Metallmatrize Tofflemire
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ²⁴ Interdentalkeile aus Holz
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ²⁵ Phosphorsäuregel Conditioner 36
Dentsply DeTrey, D-78467 Konstanz
- ²⁶ UV- Lampe Elipar II
Espe, D-82229 Seefeld
- ²⁷ Leuchtkeil Luciwedge Soft
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ²⁸ Air-Block-Gel
Dentsply De Trey, D-78467 Konstanz
- ²⁹ Füllungsinstrumente
Martin Medizintechnik, D-78532 Tuttlingen
- ³⁰ Hartmetallfinierer Nr.FG 7714 und FG 9803
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ³¹ Arkansassteinchen Nr. 601.204. und 645.204
Komet, Gebrüder Brasseler, D-32631 Lemgo
- ³² Finier- und Polierstreifen 290-293
Kerr Hawe, CH-6934 Bioggio
- ³³ Siliziumkarbidpolierer Nr. 9684 und 9686
Komet, Gebrüder Brasseler, D-32631 Lemgo
- ³⁴ Polyäthermaterial Impregum
3M Espe, D-82229 Seefeld
- ³⁵ Ketac Fil
3M Espe, D-82229 Seefeld
- ³⁶ Silaplast Futur
detax, D-76256-Ettingen
- ³⁷ Härter- cat p universal futur
detax, D-76256-Ettingen
- ³⁸ Kunststoff Technovit 4004
Heraeus Kulzer, D-61273 Wehrheim

³⁹ Sägemikrotom SP 1600
Leica, D-64625 Bensheim

⁴⁰ Mikroskop M420
Wild, D-64625 Bensheim

Summary and Conclusion

In this study dye penetration and plaster replicas were used to investigate the marginal thickness of material combinations which were system-compliant as opposed to those which were not system-compliant. In addition, the feasibility of shaping the approximal point was checked.

The 72 teeth were mounted in a special brace so that the approximal contact points could be built up. In order to simulate a clinical situation as closely as possible, the teeth were embedded in a special silicone. This enabled a certain horizontal flexibility of the probes, similar to the intrinsic physiological mobility, and the separation of the teeth through the action of the wooden wedge. The fillings were applied with the aid of metal matrix bands and wooden wedges to 144 ultra-conservative Class II cavities, with the cervical margin in the dentine. They were applied in accordance with Hansen's centripetal build-up technique. The application of the dentine bonding agent was carried out strictly in accordance with the manufacturer's specifications.

Following removal of the matrix bands, a luminous wedge was introduced into the interdental space and the fillings were hardened using a light in the oral and vestibular areas. Once the preparation and polishing were complete, the teeth were exposed to temperature fluctuations of 5000 cycles of between 5° and 55°.

The marginal thickness was checked by means of dye penetration following exposure to heat. The macroscopic investigation of the marginal adaptation on plaster replicas and the inspection of the approximal contact point were carried out before and after exposure to the temperature fluctuations.

Group	Group	Material combination	Mean	Significance between
A	A1	SB 1/Z100	55.02%	no
	A2	SB 1/XRV	56.14%	no
B	B1	OB FL/RVLT	46.39%	yes
	B2	OB FL/XRV	38.42%	yes
C	C1	RES/RVLC	86.81%	yes
	C2	RES/XRV	78.10%	yes
D	D1	P&B/SF	48.99%	no
	D2	P&B/XRV	51.30%	no

Table 1: Direct comparison of the dye penetration along the whole margin of the filling

The lowest penetration value of 38.42% was achieved by material combination B2 which is not system-compliant; on the other hand the highest penetration value was shown by the system-compliant compound C1 with 86.81%.

A separate consideration applies to sub-group B2. These teeth were filled using the control compound Herculite XRV and cannot thus be regarded as system-compliant. The adhesive used in this instance (Optibond FL) and the control compound both come from the same manufacturer. Because of this, one can also regard the B2 combination as a system-compliant compound which differs significantly from material combination B1.

Together compounds B1 and B2, summarised as B, have the smallest penetration values and are significantly better by comparison to the other groups (see Figure 16 and Table 5).

However, within the groups a significant difference was found only in B and C. Here – contrary to the manufacturers' statements – the non-system-compliant compounds achieved the lower penetration value when compared with the system-compliant combinations.

These findings allow us to conclude that the system to which the materials that we used belong is irrelevant to the degree of penetration; instead the marginal thickness of a restoration depends only on which dentine bonding agent is used.

Danksagung

Beim Herrn Prof. Dr. D. Heidemann, der die Durchführung dieser Arbeit ermöglicht hat, bedanke ich mich herzlich für die Überlassung des Themas.

Besonderen Dank möchte ich Frau PD Dr. Susanne Gerhardt-Szep für ihre umfassende Betreuung aussprechen. Ich danke Ihr für Ihren vielseitigen fachlichen Rat und für Ihre hilfreiche Unterstützung sowie anregende Gespräche.

Frau Ronge danke ich für die Beratung im Forschungslabor und Frau Krymchanska für die Hilfe bei statistischen Fragen.

Ich möchte auch nicht den konstruktiven Gedankenaustausch mit meiner Freundin und Kollegin Frau Anja Freund missen, die mich stets ermunterte und gemeinsam mit mir die Versuchsreihe durchgeführt hat.

Meinem Mann Tino Salvia möchte ich Dank aussprechen für die unermüdliche Unterstützung bei allen technischen Problemen. Er hat mich in jeder Phase der Arbeit liebevoll begleitet, und viel Geduld gezeigt.

Meinen Eltern danke ich, dass sie mich in meinem bisherigen Werdegang selbstlos unterstützt haben.

Nicht zuletzt danke ich meinem Sohn Leonardo, dessen Ankündigung nicht unwesentlich zur Fertigstellung dieser Arbeit führte.

Schrifliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel

„Qualitative und quantitative Randanalyse von verschiedenen adhäsiven Restaurationen unter Verwendung systemkonformer (Scotchbond 1/Z 100, Prime&Bond NT/Surefil, Optibond FL/Revolution, Resulcin AquaPrime+MonoBond/Revolcin Fil) und nicht systemkonformer Füllungsmaterialien (Herculite XRV)“

im Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Stiftung Carolinum) der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main, Poliklinik für Zahnerhaltungskunde

unter Betreuung und Anleitung von Prof. Dr. D. Heidemann mit Unterstützung durch PD Dr. S. Gerhardt-Szep ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht.

Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Frankfurt am Main, 30.11.2005

(Unterschrift)

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Betina Mamic-Salvia

Geburtsdatum: 7. August 1976

Geburtsort: Frankfurt am Main

Familienstand: verheiratet

Staatsangehörigkeit: deutsch

Eltern: Ivan Mamic und Marija Mamic geb. Martinovic

Schule:

1982-1988 Grundschule- Antun Mihanovic (Zagreb, Kroatien)

1988-1989 Hauptschule- Pestalozzischule (Frankfurt am Main)

1989-1990 Realschule- Bornheimer Realschule (Frankfurt am Main)

1990-1995 Gymnasium- Herderschule (Frankfurt am Main)

Juni 1995 Allgemeine Hochschulreife

Studium:

Oktober 1995 Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Johann Wolfgang Goethe-Universität

September 1996 naturwissenschaftliche Vorprüfung

September 1998 zahnärztliche Vorprüfung

Juli 2001 zahnärztliche Prüfung-Staatsexamen

August 2001 Approbation

Berufstätigkeit:

August 2001-April 2002 Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr. R. Hofmann (Frankfurt am Main)

März 2003-November 2003 Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr. M. R. Reiber (Frankfurt am Main)

seit Dezember 2003 Assistenzärztin an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik im Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Stiftung Carolinum) der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main